



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



DEPARTAMENTO  
DE INGENIERÍA  
ELECTRÓNICA

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Dpto. de Ingeniería Electrónica

Generación de heterogeneidades en la superficie  
epicárdica controlada mediante gradientes de temperatura,  
adaptado a un electrodo HD-GRID.

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería de Sistemas Electrónicos

AUTOR/A: Segarra Górriz, Izan

Tutor/a: Millet Roig, José

Cotutor/a: Cebrián Ferriols, Antonio José

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



UNIVERSITAT  
POLITÈCNICA  
DE VALÈNCIA



DEPARTAMENTO  
DE INGENIERÍA  
ELECTRÓNICA

UNIVERSITAT POLITÈCNICA DE VALÈNCIA

Dpto. de Ingeniería Electrónica

Generación de heterogeneidades en la superficie  
epicárdica controlada mediante gradientes de temperatura,  
adaptado a un electrodo HD-GRID.

Trabajo Fin de Máster

Máster Universitario en Ingeniería de Sistemas Electrónicos

AUTOR/A: Segarra Górriz, Izan

Tutor/a: Millet Roig, José

Cotutor/a: Cebrián Ferriols, Antonio José

CURSO ACADÉMICO: 2021/2022



## Resumen

El presente trabajo se ha desarrollado en el marco de un proyecto nacional competitivo del Plan nacional de I+D+I del Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades. Consiste en el diseño y fabricación de un sistema capaz de generar heterogeneidades en la superficie epicárdica de un corazón de conejo aislado y perfundido en un sistema Langerdoff.

El sistema está compuesto por módulos termoeléctricos que pueden ser controlados de forma independiente mediante el hardware desarrollado. De esta forma se generan gradientes de temperatura sobre la superficie del epicardio, lo que provocará entre otras, un entrecimiento en la conducción similar a las heterogeneidades de origen patológico. El proyecto incluye un estudio riguroso del modelado y la simulación térmica del sistema para asegurar su viabilidad, así como una validación práctica del sistema mediante ensayos preliminares en laboratorio de electrofisiología cardíaca experimental de la UV. En ese sentido se han realizado diseños en 3D mediante Fusion 360, algoritmos y diagramas de bloques con MATLAB/Simulink, así como capturas de esquemáticos y una PCB mediante LTSpice y Altium Designer. Así como la integración de distintos equipamientos específicos de laboratorio de experimentación animal para la captura eficiente de registros epicárdicos sujetos a distintas condiciones.

## Resum

El present treball s'ha desenvolupat en el marc d'un projecte nacional competitiu del Pla nacional d'I+D+I del Ministeri de Ciència, Innovació i Universitats. Consisteix en el disseny i fabricació d'un sistema capaç de generar heterogeneïtats en la superfície epicàrdica d'un cor de conill aïllat i perfundit en un sistema Langerdoff.

El sistema està compost per mòduls termoelèctrics que poden ser controlats de manera independent mitjançant el hardware desenvolupat. D'aquesta manera es generen gradients de temperatura sobre la superfície de l'epicardi, la qual cosa provocarà entre altres, un alentiment en la conducció similar a les heterogeneïtats d'origen patològic. El projecte inclou un estudi rigorós del modelatge i la simulació tèrmica del sistema per a assegurar la seua viabilitat, així com una validació pràctica del sistema mitjançant assajos preliminars en laboratori d'electrofisiologia cardíaca experimental de la UV. En aqueix sentit s'han realitzat dissenys en 3D mitjançant Fusion 360, algorismes i diagrames de blocs amb MATLAB/Simulink, així com captures d'esquemàtics i una PCB mitjançant LTSpice i Altium Designer. Així com la integració de diferents equipaments específics de laboratori d'experimentació animal per a la captura eficient de registres epicàrdics subjectes a diferents condicions.

## Abstract

The present work has been developed within the framework of a competitive national project of the Plan Nacional de I+D+I of the Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades (Ministry of Science, Innovation and Universities). It consists of the design and fabrication

---

of a system capable of generating heterogeneities on the epicardial surface of an isolated rabbit heart perfused in a Langerdoff system.

The system is composed of thermoelectric modules that can be independently controlled by the developed hardware. In this way, temperature gradients are generated on the surface of the epicardium, which will cause, among other things, conduction slowing similar to heterogeneities of pathological origin. The project includes a rigorous study of the modeling and thermal simulation of the system to ensure its viability, as well as a practical validation of the system through preliminary tests in the experimental cardiac electrophysiology laboratory of the UV. In this sense, 3D designs have been made using Fusion 360, algorithms and block diagrams with MATLAB/Simulink, as well as schematic captures and a PCB using LTSpice and Altium Designer. As well as the integration of different specific equipment for animal experimentation laboratory for the efficient capture of epicardial recordings subject to different conditions.

# Índice general

## I Memoria

|  |           |
|--|-----------|
| <b>1. Introducción</b>   | <b>1</b>  |
| <b>2. Sistema de Adquisición</b>                               | <b>5</b>  |
| 2.1. Introducción al catéter Advisor™ HD Grid                  | 5         |
| 2.2. Estudio del catéter Advisor™ HD Grid                      | 6         |
| 2.3. Verificación de la tarjeta de adquisición de datos        | 6         |
| 2.4. Interfaz entre Advisor™ HD Grid y SCSI 68                 | 7         |
| 2.5. Diseño y fabricación de piezas 3D                         | 9         |
| 2.5.1. Conector genérico universal DIN 1 mm                    | 9         |
| 2.5.2. Caja de conexiones                                      | 10        |
| 2.5.3. Cánula para sistema Langerdoff                          | 10        |
| 2.6. Validación del sistema de adquisición                     | 11        |
| <b>3. Sistema de generación de heterogeneidades</b>            | <b>13</b> |
| 3.1. Analogía electrotérmica                                   | 13        |
| 3.1.1. Ley de Fourier: Ecuación de conducción de calor         | 14        |
| 3.1.2. Convección  | 14        |
| 3.2. Efectos termoeléctricos                                   | 15        |
| 3.2.1. Efecto Seebeck  | 15        |
| 3.2.2. Efecto Peltier  | 16        |
| 3.2.3. Efecto Thomson  | 16        |
| 3.2.4. Efecto Joule  | 16        |
| 3.3. Células de Peltier  | 17        |
| 3.4. Selección de hardware para el enfriamiento selectivo      | 18        |
| 3.5. Modelado de la célula de Peltier                          | 18        |
| 3.5.1. Ecuaciones y estado estacionario                        | 19        |
| 3.5.2. Estado transitorio                                      | 22        |
| 3.5.3. Simulación en MATLAB/Simulink                           | 23        |
| 3.5.4. Montaje del sistema sobre la refrigeración              | 25        |
| 3.5.5. Caracterización del módulo termoeléctrico               | 25        |
| 3.5.6. Simulación del enfriamiento de la superficie epicárdica | 26        |
| <b>4. Sistema de control</b>                                   | <b>31</b> |
| 4.1. Regulador lineal <i>LT</i> ® 3081                         | 31        |
| 4.1.1. 5.1.1 Limitación de corriente                           | 32        |

|   |           |
|---|-----------|
| 4.1.2. Simulación en LTSpice . . . . .  | 32        |
| 4.2. Modelo de simulación térmica de la PCB . . . . .                                 | 32        |
| 4.2.1. Descripción del modelo . . . . .   | 33        |
| 4.2.2. Parámetros del modelo . . . . .  | 35        |
| 4.2.3. Simulación térmica del diseño propuesto . . . . .                              | 36        |
| 4.2.4. Simulación térmica del diseño modificado . . . . .                             | 37        |
| 4.2.5. Simulación térmica del diseño con disipadores . . . . .                        | 38        |
| 4.3. Diseño de la PCB . . . . .   | 40        |
| 4.3.1. Captura de esquemáticos . . . . .  | 40        |
| 4.3.2. Emplazamiento de componentes y rutado de la PCB . . . . .                      | 42        |
| 4.4. Fabricación de la PCB . . . . .  | 43        |
| 4.5. Montaje y verificación de la PCB . . . . .                                       | 44        |
| <b>5. Experimentación</b>   | <b>47</b> |
| 5.1. Test preliminar mediante cloreto (C <sub>2</sub> H <sub>5</sub> Cl) . . . . .    | 47        |
| 5.2. Generación de heterogeneidades mediante el array de células de Peltier . . . . . | 47        |
| <b>6. Conclusiones</b>  | <b>51</b> |
| <b>7. Líneas futuras</b>  | <b>53</b> |
| <b>Bibliografía</b>   | <b>55</b> |

# Índice de figuras

|  |    |
|--|----|
| 1.1. Estructuras anatómicas de la aurícula izquierda y estructuras circundantes. A la izquierda, atributos generales de la aurícula izquierda. A la derecha, sección con la descripción detallada de las estructuras anatómicas de la AI y las estructuras generales de la unión entre el VI y la AI, así como las estructuras que delimitan la AI [9]. . . . .  | 2  |
| 1.2. Esquema del camino que sigue el potencial de acción (PA) en el proceso de activación del corazón. Izquierda: Transmisión del impulso cardíaco a través del corazón y retardo desde el nodo sinusal en fracción de segundos. El nodo sinusal, el nodo auriculoventricular, las vías internodales, las ramas del haz ventricular y las fibras de Purkinje se representan con un camino amarillo. Derecha: Sistema de conducción del corazón en relación con la formación de la señal del ECG y las fases de contracción y relajación de las aurículas y los ventrículos [18, 19]. . . . . | 3  |
| 2.1. Catéter Advisor™ HD Grid con configuración 4x4 y electrodos equidistantes 3 mm. . . . .   | 5  |
| 2.2. Piezas que conforman la construcción del catéter. . . . .   | 6  |
| 2.3. Vista frontal donde se observa el conexionado del sistema de adquisición de 128 canales desarrollado en la UPV compuesto por 2 PODs independientes. . . . .   | 7  |
| 2.4. Captura del software BSPM BioITACA donde se aprecia la captura de las señales ECG sintéticas introducidas en el catéter a través de 2 canales seleccionados aleatoriamente. . . . .   | 8  |
| 2.5. Interfaz de conexión entre el catéter y el sistema de adquisición. En la parte izquierda se muestra una representación del conector propietario, la parte central el conexionado ofrecido por el cable de diagnóstico y en la parte derecha el conector SCSI 68-H. . . . .  | 9  |
| 2.6. Render 3D del conector diseñado acompañado del proceso de fabricación y conexionado con SCSI 68-H. . . . .  | 10 |
| 2.7. Proceso de ensamblaje mediante adhesivo termoplástico para ofrecer resistencia mecánica a las acciones de conexionado/desconexionado repetitivas. 11  |    |
| 2.8. Proceso de ensamblaje mediante adhesivo termoplástico para ofrecer resistencia mecánica a las acciones de conexionado/desconexionado repetitivas. 11  |    |
| 2.9. En la parte derecha se encuentra el sistema de perfusión Langgendorff del laboratorio de electrofisiología de la UV. En la parte izquierda se encuentra el corazón de rata conectado al sistema con la cánula diseñada, el catéter y un estimulador. . . . .  | 12 |



|  |    |
|--|----|
| 3.1. Conducción térmica. . . . .   | 14 |
| 3.2. Efecto Seebeck. . . . .   | 15 |
| 3.3. Efecto Peltier. . . . .   | 16 |
| 3.4. Efecto Joule. . . . .   | 17 |
| 3.5. Célula de Peltier. . . . .  | 18 |
| 3.6. Integración del catéter en el sistema de refrigeración. Se observa la matriz formadas por celulas de Peltier (CUI CP0734-238) y el elemento refrigerador (Hydrus V2). . . . .   | 19 |
| 3.7. Modelo térmico. . . . .   | 20 |
| 3.8. Modelo térmico simplificado. . . . .  | 21 |
| 3.9. Circuito equivalente para el modelo térmico. . . . .  | 22 |
| 3.10. Circuito equivalente completo. . . . .   | 23 |
| 3.11. Circuito de Simulink que reproduce el comportamiento descrito en el modelado de la célula de Peltier. . . . .  | 24 |
| 3.12. Modelado del entorno de la célula de Peltier. . . . .  | 24 |
| 3.13. Simulación térmica del sistema . . . . .   | 25 |
| 3.14. En el lado derecho se observa el montaje individual de cada una de las células de Peltier sobre la bomba de refrigeración y su alineación mediante una plantilla plástica impresa en 3D. En el lado izquierdo puede verse el montaje completo en funcionamiento con una pegatina adhesiva para proteger los elementos del montaje. . . . . | 26 |
| 3.15. Sistema de refrigeración con una de las células de Peltier encendidas congelando la condensación ambiente. . . . .   | 27 |
| 3.16. Interfaz de usuario desarrollada mediante MATLAB App Designer para visualizar la temperatura de la superficie de la célula de Peltier mediante el uso de una PT-100 y exportar los datos para su tratamiento. . . . .  | 28 |
| 3.17. Temperatura simulada vs Temperatura real. . . . .  | 29 |
| 3.18. Modelo térmico cardiaco para el enfriamiento. . . . .  | 29 |
| 3.19. Simulación paramétrica de la temperatura epicárdica. . . . .   | 30 |
| 3.20. Simulación paramétrica de la temperatura epicárdica. . . . .   | 30 |
| 4.1. Esquema del regulador de tensión LT3081 [47] . . . . .  | 31 |
| 4.2. Esquema del regulador de tensión LT3081 [47] . . . . .  | 33 |
| 4.3. Comportamiento del circuito propuesto. Resultado de la simulación con los valores de capacitancia recomendados por el fabricante y con la resistencia de limitación de corriente calculada. . . . .   | 33 |
| 4.4. Transferencia de calor entre celdas. . . . .  | 34 |
| 4.5. Modelo de transferencia de calor para celdas internas. . . . .  | 34 |
| 4.6. Modelo de transferencia de calor para celdas en los bordes. . . . .   | 35 |
| 4.7. Disposición propuesta de los componentes sobre la PCB. . . . .  | 36 |
| 4.8. Resultado de la simulación térmica del diseño propuesto. . . . .  | 37 |
| 4.9. propuesta de diseño con distribución mejorada. . . . .  | 38 |
| 4.10. Resultado de la simulación térmica con distribución mejorada. . . . .  | 39 |
| 4.11. Modelo del disipador. . . . .  | 40 |
| 4.12. Disipador 375224B00032G. . . . .   | 40 |
| 4.13. Resultado de la simulación térmica con disipadores. . . . .  | 41 |
| 4.14. Captura del esquemático básico. . . . .  | 41 |

|  |    |
|--|----|
| 4.15. Esquemático multicanal. . . . .  | 42 |
| 4.16. Nivel superior de la jerarquía . . . . .   | 42 |
| 4.17. Diseño de la placa de circuito impreso. . . . .  | 43 |
| 4.18. Vista 3D de la PCB. . . . .  | 44 |
| 4.19. En el lado izquierdo se observa capa top de la PCB mientras que en el lado derecho se observa la capa bottom. . . . .  | 45 |
| 4.20. En el lado izquierdo se observa la PCB con la visibilidad de todas las capas habilitadas mientras que en el lado derecho se observa el SMD Stencil que permite la colocación de los chips SMD. . . . .           | 45 |
| 4.21. Montaje de la PCB completado. . . . .  | 46 |
|  |    |
| 5.1. Aplicación de cloretrilo sobre la superficie epicárdica del corazón para generar un gradiente de temperatura de forma temporal. Puede apreciarse el efecto de la criogenización sobre la instrumentación. . . . . | 48 |
| 5.2. Tramo de señal registrado por el catéter durante los experimentos. . . . .  | 49 |
| 5.3. Array de módulos TEG sobre la superficie epicárdica con el HD Grid acoplado en la posición de registro. . . . .   | 49 |
| 5.4. Vista trasera del montaje con el brazo de sujeción del corazón para evitar que se separe del sistema de enfriamiento y registro con cada latido. . . . .  | 50 |

# Índice de tablas

|  |    |
|--|----|
| 2.1. Características de la tarjeta de adquisición de datos [26]. . . . .   | 7  |
| 2.2. Correspondencia entre los pines de las diferentes interfaces de conexión.<br>Puede observarse la correspondencia final entre el electrodo físico y el<br>número de canal a través del cual se produce la visualización en el software<br>de adquisición de la actividad registrada. . . . . | 8  |
| 3.1. Analogía electrotérmica de las propiedades de ambos dominios. . . . .   | 13 |
| 3.2. Características termoeléctricas del módulo seleccionado. . . . .  | 19 |
| 3.3. Coeficientes de los polinomios [39]. . . . .  | 23 |
| 3.4. Parámetros térmicos del tejido cardíaco [45, 46]. . . . .   | 27 |
| 4.1. Valores de capacitancia recomendados por el fabricante. . . . .   | 32 |
| 4.2. Condiciones iniciales del modelo para iniciar la simulación térmica de la PCB. . . . .  | 35 |
| 4.3. Dimensiones y potencia disipada por los circuitos integrados (ICs). . . . .   | 36 |
| 4.4. Parámetros de las celdas con disipador. . . . .   | 39 |
| 4.5. Componentes necesarios para el montaje. . . . .   | 45 |

# Listado de siglas empleadas

**AV** Válvulas Aurículo-Ventriculares.

**BSPM** Cartografía del Potencial de la Superficie Corporal (Body Surface Potential Mapping).

**ECG** Electrocardiograma.

**EGM** Electrograma.

**FA** Fibrilación Auricular.

**FPGA** Matriz de Puertas Lógicas Programable (Field Programmable Gate Arrays).

**IC** Circuito Integrado (Integrated Circuit).

**LIDAR** Detección y Alcance de la Luz (Light Detection and Ranging).

**PCB** Placa de Circuito Impreso (Printed Circuit Board).

**SCC** Sistema de Conducción Cardíaco.

**SMD** Dispositivo de Montaje Superficial (Surface Mounted Device).

**TEG** Generador Termoeléctrico (Thermoelectric Generator).

**TIM** Material de Interfaz Térmica (Thermal Interface Material).

**Parte I**

**Memoria**



# Capítulo 1

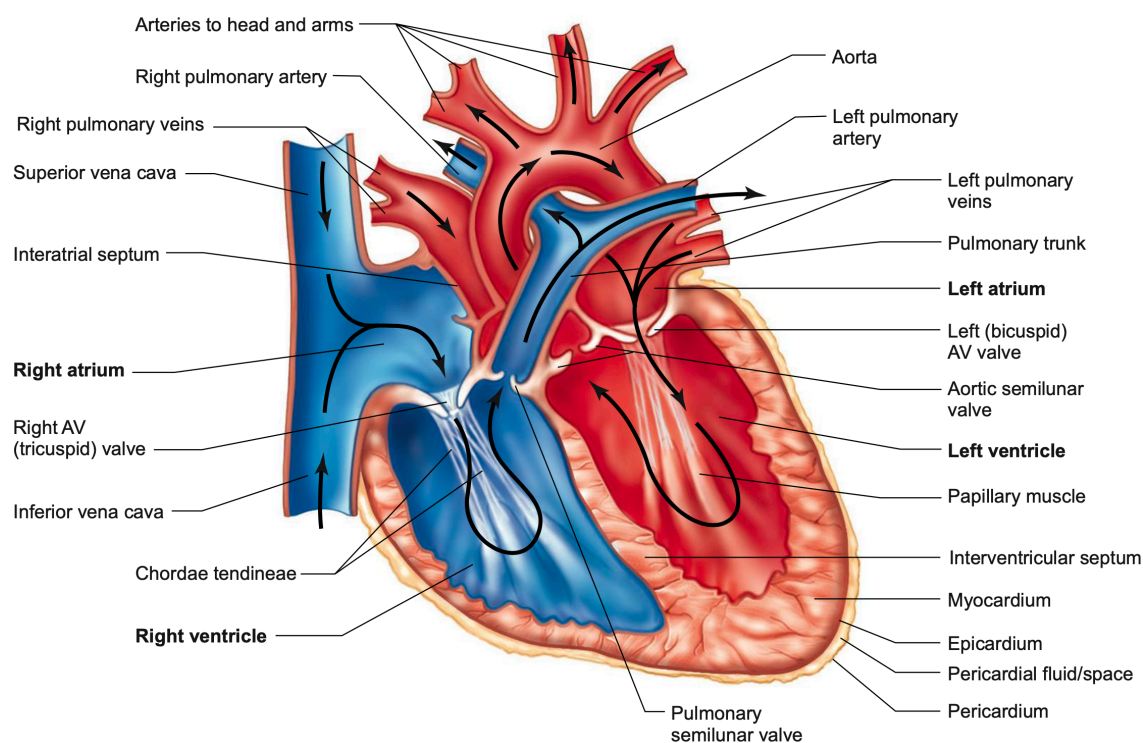
## Introducción

El corazón es el órgano encargado de bombear la sangre en el sistema circulatorio y que permite el transporte de las sustancias necesarias a las células, tejidos y resto de órganos para satisfacer las necesidades metabólicas y asegurar el correcto funcionamiento de estos. [1, 2] El corazón se ubica en el tórax, protegido por el epicardio y el pericardio, saco compuesto por fibras que lo protege [3]. Están separados por una solución acuosa que actúa como lubricación. La pared cardíaca se denomina miocardio y está formado principalmente por células musculares cardíacas, y su superficie interna, el endotelio [1].

El corazón de los seres humanos se compone de cuatro cavidades, dos en cada una de las mitades. Estas mitades se componen de una aurícula y un ventrículo que se separan por unas válvulas denominadas válvulas aurículo-ventriculares (AV). Las AV son responsables de controlar el flujo sanguíneo de la aurícula al ventrículo. Los ventrículos se encuentran separados por un músculo denominado tabique interventricular. La AV izquierda se conoce como válvula bicúspide o mitral, y la AV derecha se denomina válvula tricúspide. Las AV tienen un papel pasivo que permiten el flujo de sangre en función de un gradiente de presión. En función de la dirección del gradiente, las válvulas se abren o se cierran ya que son unidireccionales. Con el fin de mantener la unidireccionalidad, las válvulas están ancladas a los músculos papilares por las cuerdas tendinosas [4, 5].

El sistema de conducción cardíaco (SCC) es una extensa red de tejido excitable encargada de generar y propagar impulsos eléctricos para producir la contracción del corazón. La inervación toma un papel esencial para entender la activación de las células cardíacas. Las fibras postgangliónicas simpáticas que provienen de los nervios torácico y espinal inervan ambos, la aurícula y el ventrículo mediante hormonas como la norepinefrina que activa los receptores beta-adrenérgicos del tejido cardíaco [6, 7]. En el caso de la aurícula, los receptores muscarínicos de la acetilcolina toman un papel esencial, inervados por las fibras parasimpáticas de los nervios vagos [8].

El inicio del impulso se produce en el nodo sinusal, que tienen altos niveles de automatismo, pero propiedades de conducción lentas. La propagación rápida del impulso es una característica del sistema de conducción ventricular, que es esencial para la correcta sincronización de las cámaras ventriculares [10]. Cuando funciona correctamente, el SCC, produce unos 2.400 millones de latidos durante la vida de un ser humano y dirige el flujo de impulsos cardíacos, diseñado para maximizar el rendimiento cardíaco. La inicia-



**Figura 1.1:** Estructuras anatómicas de la aurícula izquierda y estructuras circundantes. A la izquierda, atributos generales de la aurícula izquierda. A la derecha, sección con la descripción detallada de las estructuras anatómicas de la AI y las estructuras generales de la unión entre el VI y la AI, así como las estructuras que delimitan la AI [9].

ción o propagación anormal de los impulsos puede dar lugar a arritmias y taquicárdicas, que producen toda una serie de síntomas, como el síncope, la insuficiencia cardíaca o la muerte cardíaca súbita [11].

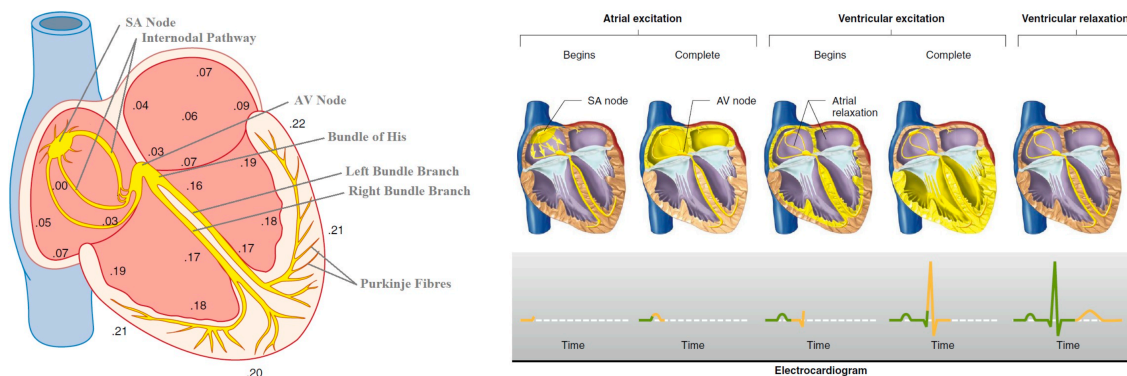
En general, las arritmias auriculares ocurren cuando la señal eléctrica de la aurícula empieza en una localización poco común y contrae la aurícula de una forma irregular con respecto al pulso cardíaco, de una forma más o menos desorganizada, dando lugar en el último caso a circuitos de micro o macrorreentrada [12]. Se entiende en rasgos amplios que los circuitos más desorganizados se dan en fibrilación auricular, y los más organizados en flúter auricular, estando la taquicardia auricular en un lugar intermedio [13]. Es común analizar los mapas de la aurícula para detectar zonas de conducción lenta para localizar y clasificar los tipos de taquicardia o flúter [14, 15], pero el caso de la fibrilación auricular es más complejo por el alto nivel de desorganización.

De hecho, actualmente, la fibrilación auricular (FA) es la arritmia más frecuente en el ámbito clínico, caracterizada por inducir un ritmo cardíaco acelerado y desigual [16]. Dicha afección está provocada por un deterioro de la función electrofisiológica del tejido miocárdico de la parte superior del corazón (aurículas) que recibe multitud de impulsos eléctricos de forma caótica [17].

El tratamiento de la fibrilación auricular se aborda mediante la administración de medicamentos que sean capaces de restablecer el ritmo sinusal del corazón, aunque en



determinados casos, los medicamentos no son capaces de controlar la FA y es necesario recurrir a procedimientos quirúrgicos (ablación con catéter) que destruyan las zonas de tejido cardíaco causantes de la actividad eléctrica errática [17].



**Figura 1.2:** Esquema del camino que sigue el potencial de acción (PA) en el proceso de activación del corazón. Izquierda: Transmisión del impulso cardíaco a través del corazón y retardo desde el nodo sinusal en fracción de segundos. El nodo sinusal, el nodo auriculoventricular, las vías internodales, las ramas del haz ventricular y las fibras de Purkinje se representan con un camino amarillo. Derecha: Sistema de conducción del corazón en relación con la formación de la señal del ECG y las fases de contracción y relajación de las aurículas y los ventrículos [18, 19].

La ablación por catéter se realiza mediante navegadores electroanatómicos cardíacos que permiten realizar un estudio en 3D de la cavidad cardíaca. Este procedimiento está fuertemente influenciado por el tipo de catéter utilizado para registrar los electrogramas (EGMs). Por ello, durante los últimos años han surgido multitud de catéteres flexibles con diversas formas geométricas con la finalidad de mejorar la exploración y calidad del mapeo. A pesar de los nuevos tipos de sonda introducidas, la modalidad del registro sigue siendo la tradicional: el registro unipolar que es susceptible al ruido de baja frecuencia y el registro bipolar que es muy dependiente de la dirección de propagación de la onda [20, 21].

El catéter Advisor™ HD Grid (ver figura 2.1) es uno de los aprobados recientemente para uso clínico que consta de 16 electrodos equiespaciados (3mm) en forma de matriz de 4x4 con una posición espacial estable que permite crear mapas cardíacos de alta densidad [22]. Además, su disposición permite la exploración de los registros omnipolares que son independientes de la dirección de propagación de las ondas cardíacas [20, 21]. Todas estas cualidades permiten diferenciar mejor el tejido sano del tejido dañado.

La actividad eléctrica del corazón se ve alterada por los cambios de temperatura debido a que se produce un efecto modulador sobre las propiedades electrofisiológicas del tejido cardíaco. Tanto el enfriamiento como calentamiento del miocardio en modelos animales ha sido utilizado para el estudio y simulación de arritmias. Esto permite emular situaciones en las que se producen cambios estructurales provocadas por la fibrosis o las cicatrices en el tejido miocárdico [23].

Lo descrito anteriormente es el punto de partida de este trabajo, que pretende modificar de forma local las propiedades electrofisiológicas del tejido mediante enfriamiento se-

lectivo para ralentizar la velocidad de conducción y reproducir de forma controlada las características relativas al deterioro del sustrato electrofisiológico asociado a las zonas fibróticas. A su vez, es necesario realizar el registro de las señales eléctricas captadas por los multielectrodos de alta densidad del catéter Advisor™ HD Grid.

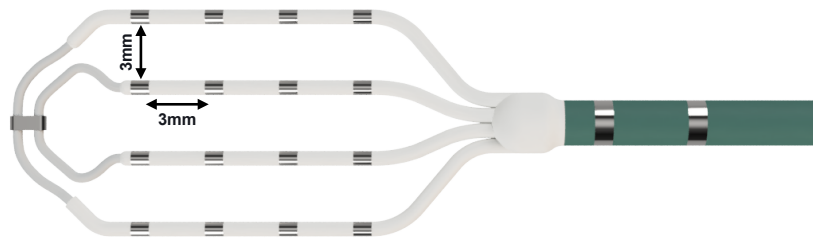
Para emular la generación de heterogeneidades en la activación eléctrica mediante la variación de temperatura se ha diseñado un sistema control y un sistema de enfriamiento selectivo mediante la utilización de refrigeradores termoeléctricos compatibles con el sistema de adquisición de señales en tiempo real desarrollado por el grupo BIO-ITACA y que se pueda integrar con el catéter Advisor™ HD Grid.

## Capítulo 2

# Sistema de Adquisición

### 2.1. Introducción al catéter Advisor™ HD Grid

El Advisor™ HD Grid es uno de los catéteres más recientes, aprobado para uso clínico en 2018, con una configuración de electrodos equiespaciados en forma de matriz 4x4. Los 16 electrodos están dispuestos sobre una estructura flexible capaz de adaptarse a la forma del corazón manteniendo sus propiedades espaciales [24]. Puede observarse la configuración del catéter en la figura 2.1.



**Figura 2.1:** Catéter Advisor™ HD Grid con configuración 4x4 y electrodos equidistantes 3 mm.

Su disposición es esencial para crear mapas tridimensionales de gran precisión de la zona explorada y diferenciar el tejido sano del tejido dañado. De esta forma se encuentran las arritmias de forma más precisa [25].

## 2.2. Estudio del catéter Advisor™ HD Grid

Como suele ser habitual en el sector médico, y más en concreto con las multinacionales, la empresa responsable del diseño del dispositivo no proporciona apenas información sobre la construcción y los elementos internos, por ello es necesario estudiar su interior.



**Figura 2.2:** Piezas que conforman la construcción del catéter.

Es de vital importancia comprobar que no existen elementos activos dentro del dispositivo que puedan interferir en la adquisición de la señal, para ello se lleva a cabo el desmontaje del mismo obteniendo como resultado lo observado en la figura 2.2.

En la figura 2 se observa los distintos componentes que conforman el cateter. El dispositivo consta de 18 microcables conectados a cada uno de los electrodos que se concentran en el cabezal (naranja). Cabe destacar que dentro del cabezal hay un dispositivo activo que aparenta ser un transistor y parece tener la función de producir estímulos.

Utilizando el generador de funciones HP 33120 para introducir señales de prueba en cada uno de los electrodos, se comprueba que el elemento descubierto no interfiere con el registro de las señales.

Por tanto podemos concluir que no hay ningún elemento activo en su construcción que dificulte su integración en sistemas de adquisición de datos que no sean de Abbot.

## 2.3. Verificación de la tarjeta de adquisición de datos

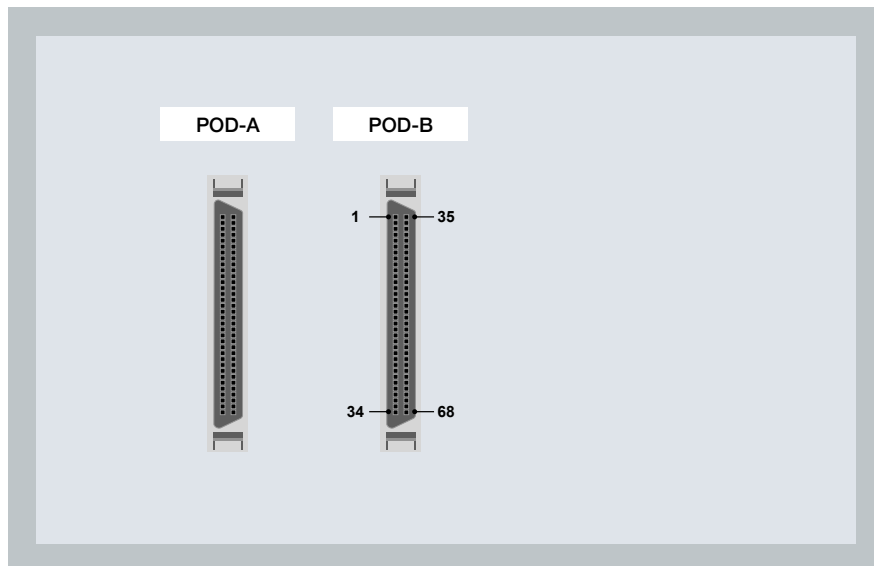
La tarjeta de adquisición de datos utilizada es la desarrollada por el grupo BIO-ITACA UPV. Se trata de un sistema de adquisición de señales en tiempo cuyo hardware está basado en FPGA, microcontrolador STM32F y front-end integrado (ADS1298, Texas Ins-

truments). Vease la figura 2.3. A continuación, se muestra la tabla de características más relevantes de la tarjeta: Tabla 2.1

| <i>Parámetro</i>           | <i>Valor</i>                              |
|----------------------------|---|
| Número de canales          | 1 a 128                                   |
| Frecuencia de muestro (Hz) | 500, 1000, 2000, 4000, 8000, 16000, 32000 |
| Resolución (bits)          | 17 a 24                                   |

**Tabla 2.1:** Características de la tarjeta de adquisición de datos [26].

Con el fin de comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo, se hace uso de la aplicación BSPM-Bioltaca, desarrollada por el grupo indicado anteriormente, para visualizar las señales cardíacas sintéticas introducidas mediante el generador de funciones.

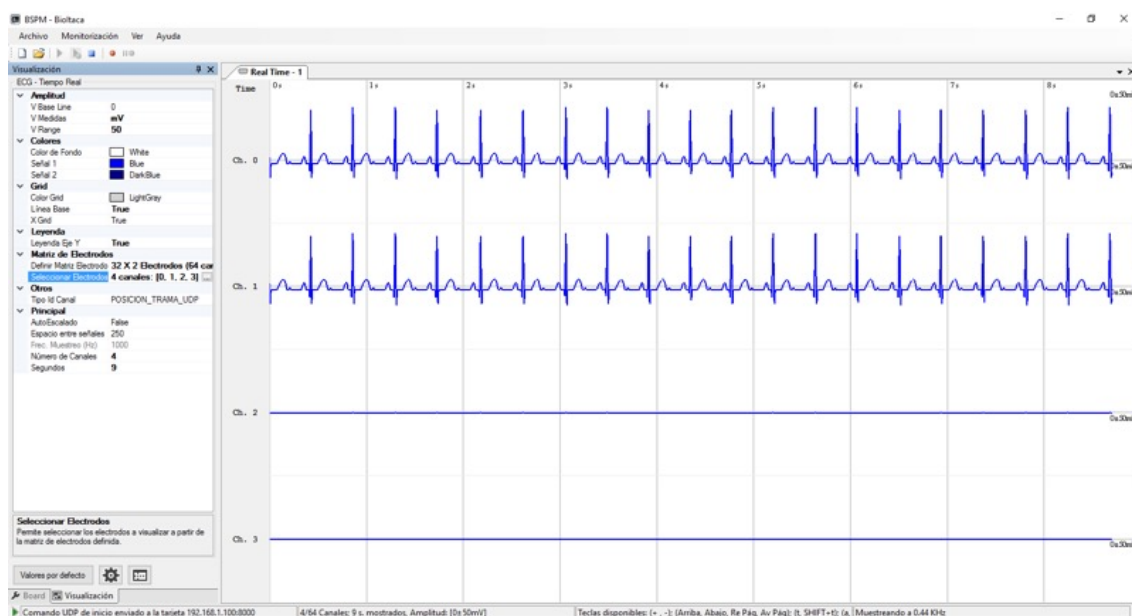


**Figura 2.3:** Vista frontal donde se observa el conexionado del sistema de adquisición de 128 canales desarrollado en la UPV compuesto por 2 PODs independientes.

Puede verse en la Figura 5 la visualización de la señal cardíaca sintética introducida en los canales 0 y 1 de la tarjeta. El proceso de comprobación se repite de forma análoga en los 126 canales restantes. Con esto se valida el correcto funcionamiento del dispositivo que permite el registro de las señales. Figura 2.4

## 2.4. Interfaz entre Advisor™ HD Grid y SCSI 68

El catéter dispone de un conector propietario que no es compatible con el conector de la tarjeta de adquisición por lo que es necesario realizar una interfaz de conexión entre



**Figura 2.4:** Captura del software BSPM BioTACA donde se aprecia la captura de las señales ECG sintéticas introducidas en el catéter a través de 2 canales seleccionados aleatoriamente.

ambos dispositivos.

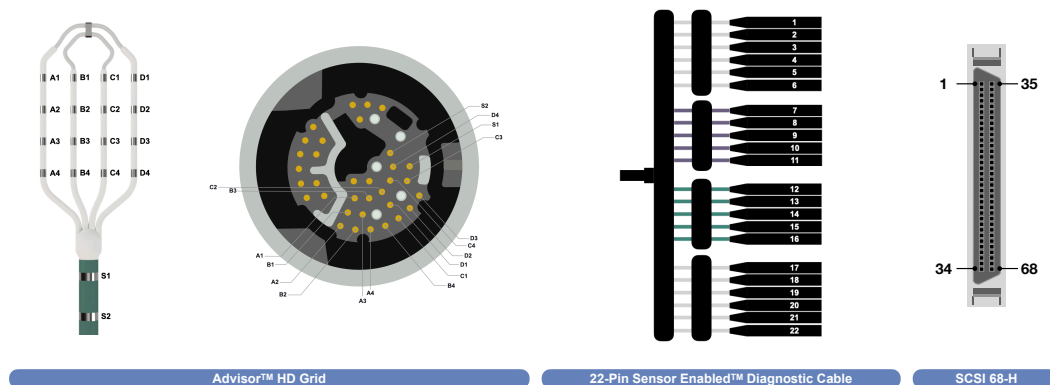
La empresa Abbott ofrece como complemento el cable D-AVSE-CBL22 que permite la conexión entre el catéter y el sistema de mapeo cardiaco. Dicho sistema tiene una terminación tipo Universal Generic DIN-PIN 1 mm. Este tipo de terminación permite realizar un conector que haga de interfaz entre ambos. La fabricación de la interfaz se describe en el apartado 2.5.

La Figura 2.5 muestra los conectores entre los que debe realizarse la adaptación. Debido a que el catéter sólo dispone de 16 electrodos en la matriz 4x4 y 2 electrodos en el cabezal, sólo se usarán 18 de los 128 canales disponibles en la tarjeta. El resto de los canales se conectan a tierra.

| <i>Electrodo</i> | <i>D-AVSE-CBL22</i> | <i>SCSI 68-H</i> | <i>Canal</i> |
|------------------|---------------------|------------------|--------------|
| A1-A4            | 1-4                 | 2-5              | 0-3          |
| B1-B4            | 4-8                 | 6-10             | 4-7          |
| C1-C4            | 9-12                | 11-15            | 8-11         |
| D1-D4            | 13-16               | 16-20            | 12-15        |
| S1-S2            | 17-18               | 21-25            | 16-17        |

**Tabla 2.2:** Correspondencia entre los pines de las diferentes interfaces de conexión. Puede observarse la correspondencia final entre el electrodo físico y el número de canal a través del cual se produce la visualización en el software de adquisición de la actividad registrada.

La 2.2 detalla la correspondencia entre los electrodos del catéter, los conectores del cable



**Figura 2.5:** Interfaz de conexión entre el catéter y el sistema de adquisición. En la parte izquierda se muestra una representación del conector propietario, la parte central el conexionado ofrecido por el cable de diagnóstico y en la parte derecha el conector SCSI 68-H.

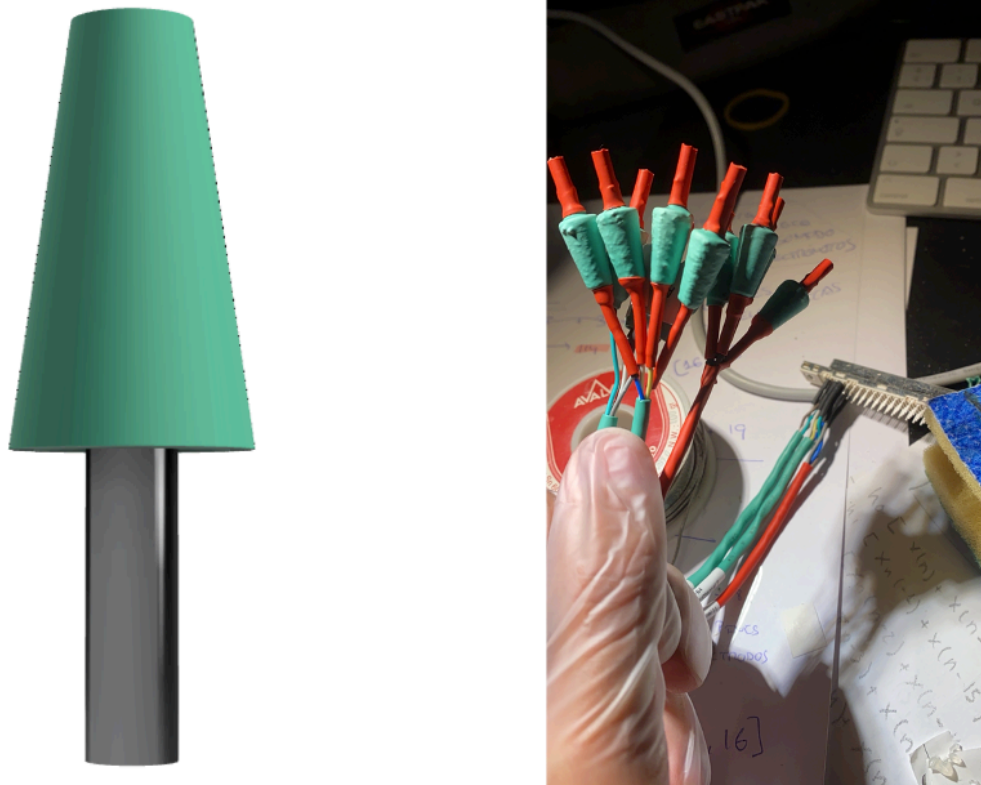
D-AVSE-CBL22, los pines del SCSI 68-H y los canales visualizados en el software BSPM-BIOITACA.

## 2.5. Diseño y fabricación de piezas 3D

La fabricación de piezas 3D en el propio laboratorio ha sido determinante a la hora de realizar tests preliminares y pruebas de concepto, de este modo es posible comprobar la viabilidad y el correcto funcionamiento antes de optar a la implementación con piezas comerciales. La concepción, diseño y fabricación se han llevado a cabo a través del software Fusion 360 y una impresora Creality R10.

### 2.5.1. Conector genérico universal DIN 1 mm

Es imprescindible realizar la interfaz de conexión entre el cable de diagnóstico del catéter y el convertidor analógico digital. En las imágenes se puede apreciar a la izquierda el diseño 3D del conector y a la derecha el montaje mediante el uso de las piezas impresas, pegamento termofusible y termo retráctil.



**Figura 2.6:** Render 3D del conector diseñado acompañado del proceso de fabricación y conectado con SCSI 68-H.

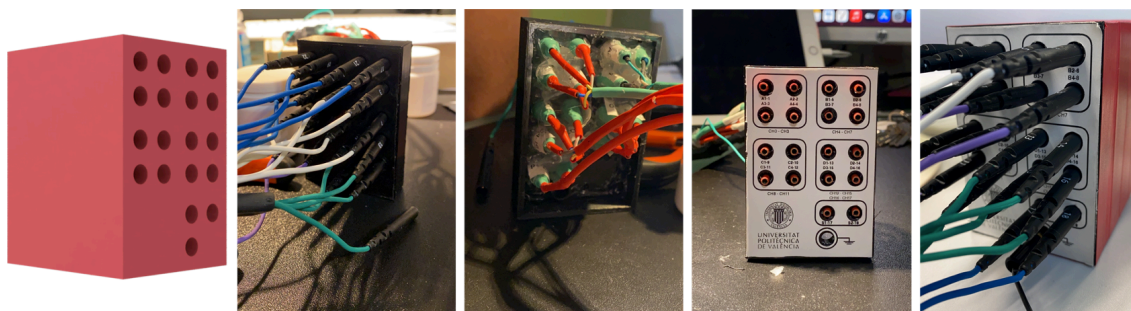
### 2.5.2. Caja de conexiones

Una vez construidos los conectores se realiza la impresión de la caja que contendrá la interfaz y se procede a su montaje. El interior está unido mediante pegamento termofusible para proporcionar la rigidez necesaria a la caja y unir mecánicamente los conectores diseñados. Además, el pegamento impide que alguno de los conectores se desplace hacia atrás durante el proceso de conexión del catéter. Puede verse el resultado del montaje en la figura 2.7.

### 2.5.3. Cánula para sistema Langerdoff

El proyecto tiene su ámbito de aplicación sobre el corazón aislado de conejo, pero con la finalidad de aumentar el abanico de posibilidades se ha planteado hacer estudios preliminares en rata, precisando el diseño de nuevas cánulas debido a que el laboratorio de electrofisiología sólo dispone de cánulas para corazón de conejo.





**Figura 2.7:** Proceso de ensamblaje mediante adhesivo termoplástico para ofrecer resistencia mecánica a las acciones de conexión/desconexión repetitivas.



**Figura 2.8:** Proceso de ensamblaje mediante adhesivo termoplástico para ofrecer resistencia mecánica a las acciones de conexión/desconexión repetitivas.

## 2.6. Validación del sistema de adquisición

La validación del sistema de registro una vez completado se realiza en el laboratorio de electrofisiología de la facultad de medicina de la Universitat de València. Dicho laboratorio cuenta con un sistema Langendorff que está diseñado para perfundir corazones aislados de animales como rata, conejo o cerdo de modo que proporciona presión, temperatura, nutrientes y oxígeno al órgano.

Las figuras adjuntas se corresponden con el sistema de perfusión y con el catéter apoyado sobre la pared epicárdica del corazón para comprobar si el montaje completo es capaz de registrar la señal de manera correcta. Tras la prueba se valida el sistema y se constata que la señal registrada es correcta comparando el registro obtenido con el visualizado por el equipamiento del propio laboratorio.



**Figura 2.9:** En la parte derecha se encuentra el sistema de perfusion Langgendorff del laboratorio de electrofisiología de la UV. En la parte izquierda se encuentra el corazón de rata conectado al sistema con la cánula diseñada, el catéter y un estimulador.

## Capítulo 3

# Sistema de generación de heterogeneidades

Este capítulo describe los pasos necesarios para desarrollar el sistema de generación de heterogeneidades. Se realiza la introducción a la analogía electrotérmica, la transferencia de calor y los efectos termoelectricos más influyentes en las células de Peltier, elemento elegido para inducir las heterogeneidades en la superficie epicárdica. Además, se realiza el modelado y simulación de la respuesta del sistema mediante MATLAB y Simulink.

### 3.1. Analogía electrotérmica

Para entender correctamente los principios de la transferencia de calor, los efectos electrotérmicos y los modelos desarrollados, es necesario comprender la analogía electrotérmica. La tabla 3.1 resume la analogía entre la conducción térmica y la conducción eléctrica.

| <i>Conducción térmica</i>       | <i>Unidad</i> | <i>Conducción eléctrica</i> | <i>Unidad</i>             |
|---------------------------------|---------------|-----------------------------|---------------------------|
| Temperatura (T)                 | K             | Voltaje (V)                 | V                         |
| Calor (Q)                       | J             | Carga eléctrica (q)         | C                         |
| Flujo de calor ( $\dot{Q}$ o P) | W             | Flujo de corriente (I)      | A                         |
| Resistencia térmica (R)         | K/W           | Resistencia eléctrica (R)   | $\Omega$                  |
| Capacidad térmica (C)           | J/K           | Capacidad eléctrica         | F                         |
| Conductividad térmica (k)       | W/m·K         | Conductividad eléctrica     | $\Omega^{-1}\cdot m^{-1}$ |

**Tabla 3.1:** Analogía electrotérmica de las propiedades de ambos dominios.

A continuación, se explican cada una de las variables implicadas:

- **Temperatura:** Medida de la energía cinética de las partículas. Cuanto más alta es la temperatura, mayor es el movimiento de las partículas [27].
- **Calor:** Energía que se transfiere entre objetos con temperaturas diferentes [28].

- **Flujo de calor:** Velocidad a la que se transfiere el calor entre sistemas, es decir, calor transferido de un sistema a otro por unidad de tiempo. [28, 29]
- **Resistencia térmica:** Indica la facilidad del material para oponerse al flujo del calor al que está sometido.
- **Capacidad térmica:** Capacidad de un cuerpo de acumular calor [30].
- **Conductividad térmica:** Propiedad que mide la capacidad de conducción en un determinado material [30].

### 3.1.1. Ley de Fourier: Ecuación de conducción de calor

La transferencia de calor es el mecanismo que transporta la energía de un lugar a otro. Existen tres mecanismos posibles: conducción, convección y radiación. En este trabajo se explican la conducción y la convección debido a que son los mecanismos más relevantes en el desarrollo. La radiación tiene un impacto mínimo en los cálculos y no es necesario tenerlo en cuenta.

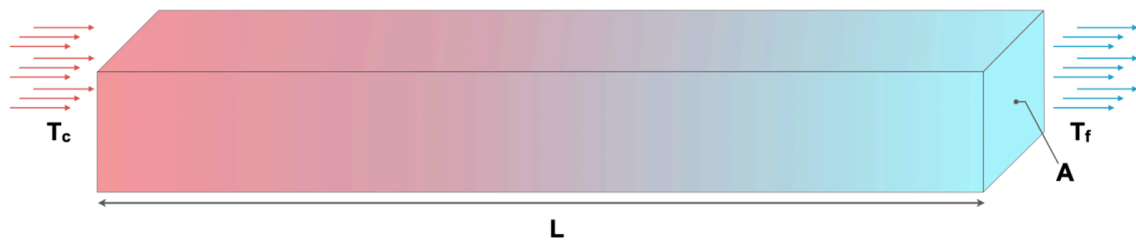


Figura 3.1: Conducción térmica.

La ley de Fourier describe este fenómeno como la relación entre el gradiente de temperatura y la resistencia térmica del objeto según la siguiente ecuación:

$$P_c = k \cdot \frac{A}{L} \cdot \Delta T = \frac{\Delta T}{R_{th}} \quad (3.1)$$

### 3.1.2. Convección

La transferencia de calor mediante convección es el mecanismo a través del cual se transporta el calor desde una superficie a un fluido. Dicha transferencia se debe al movimiento del propio fluido.

$$P_{conv} = h_{conv} \cdot A \cdot (T_s - T_{fluido}) \quad (3.2)$$

El flujo de calor es proporcional al coeficiente de convección (h), el área de la superficie (A) y la diferencia de temperatura entre la superficie y el ambiente.

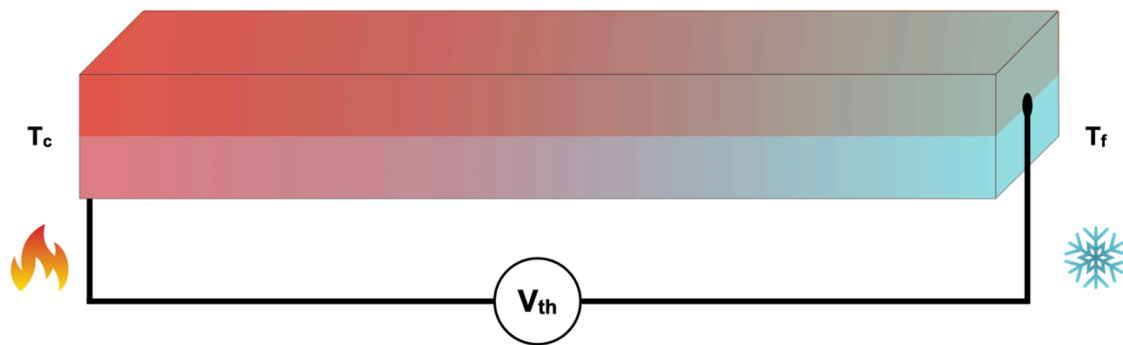
## 3.2. Efectos termoeléctricos

El efecto termoeléctrico es la conversión de la diferencia de temperatura en tensión eléctrica y viceversa. Este efecto puede utilizarse para generar electricidad, medir la temperatura o cambiar la temperatura de los objetos. Dado que la dirección de calentamiento y enfriamiento se ve afectada por la tensión aplicada, los dispositivos termoeléctricos pueden utilizarse como controladores de temperatura.

Las células de Peltier son módulos termoeléctricos y para entender su funcionamiento es necesario conocer los fenómenos físicos que intervienen en su funcionamiento: Seebeck, Peltier, Thomson y Joule. Todos estos efectos son reversibles, excepto el efecto Joule.

### 3.2.1. Efecto Seebeck

El efecto Seebeck genera una diferencia de potencial cuando se produce un gradiente de temperatura entre 2 metales unidos entre sí. El potencial eléctrico generado es proporcional a la diferencia de temperatura entre los extremos caliente y frío [31, 32, 33].



**Figura 3.2:** Efecto Seebeck.

Dicha proporcionalidad viene determinada por la constante de Seebeck ( $\alpha$ ) que depende de los materiales utilizados (unión) y de la temperatura. Se expresa en V/K [34].

El voltaje generado viene dado por:

$$V_{th} = \int_{T_f}^{T_c} \alpha_{AB}(T) \cdot \delta T = \int_{T_f}^{T_c} (\alpha_B(T) - \alpha_A(T)) \cdot \delta T \quad (3.3)$$

Cuando la diferencia de temperatura es muy pequeña se puede asumir que el coeficiente de proporcionalidad es constante de modo que:

$$V_{th} = (\alpha_B - \alpha_A) \cdot (T_c - T_f) = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \quad (3.4)$$

### 3.2.2. Efecto Peltier

El efecto Peltier es inverso al efecto Seebeck, es decir, que al aplicar una diferencia de potencial entre 2 metales unidos entre sí se produce un gradiente de temperatura. La polaridad de la corriente debida al voltaje aplicado determina que extremo absorbe o desprende calor.

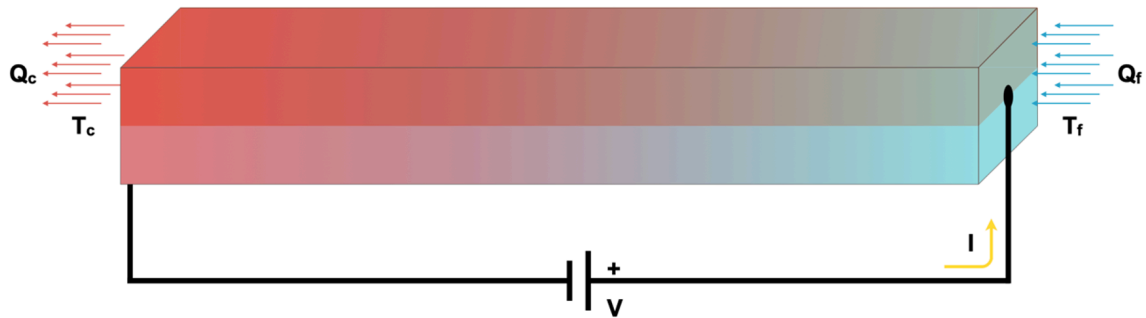


Figura 3.3: Efecto Peltier.

El flujo de calor ( $P$ ) generado o absorbido por el efecto Peltier representa el calor transferido por unidad de tiempo expresado en vatios ( $W$ ). Dicha potencia viene determinada por el material y la corriente eléctrica que lo atraviesa de la siguiente manera:

$$P_P = \Pi_{AB} \cdot I = (\Pi_B - \Pi_A) \cdot I \quad (3.5)$$

Siendo  $\Pi_A$  y  $\Pi_B$  el coeficiente de Peltier de cada uno de los materiales y  $\Pi_{AB}$  el coeficiente de Peltier de la unión expresado en voltios ( $V$ ) [35].

### 3.2.3. Efecto Thomson

El efecto Thomson describe como un conductor homogéneo cuyos extremos se encuentran a temperaturas diferentes y sometido a una corriente interna, genera o absorbe calor. El flujo de calor es proporcional al flujo de corriente y al gradiente de temperatura a lo largo del conductor. El factor de proporcionalidad  $\tau$  (coeficiente de Thomson) se expresa en  $W/A \cdot K$  [35, 36].

$$\frac{\delta Q}{\delta x} = \tau \cdot I \cdot \frac{\delta T}{\delta x} \quad (3.6)$$

### 3.2.4. Efecto Joule

El efecto Joule describe la generación de calor como consecuencia de que fluya una corriente eléctrica a través de un material conductor [37].

Los electrones avanzan de forma caótica a través del conductor chocando en su trayectoria con los átomos haciendo que estos vibren. Debido a este proceso, se produce una

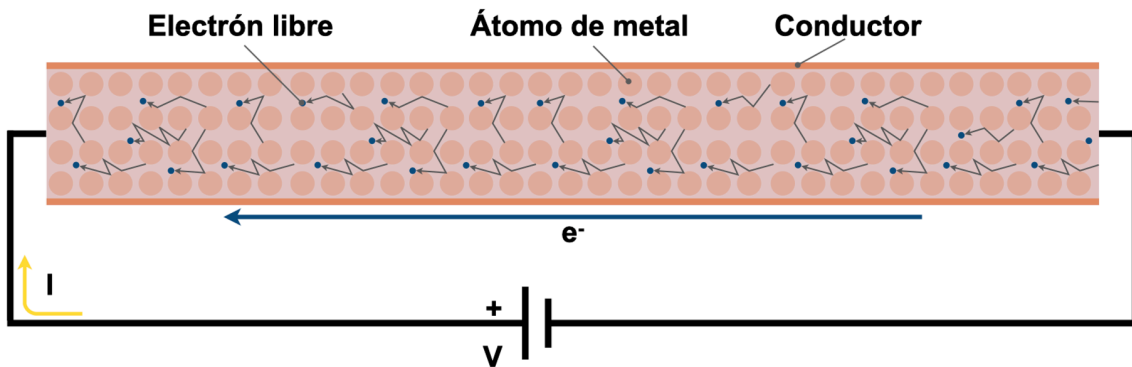


Figura 3.4: Efecto Joule.

pérdida de energía cinética en los electrones que se traduce en calor [38]. Puede verse el efecto en la figura 3.4

El calentamiento que se produce es proporcional a la resistencia del conductor y a la corriente que lo atraviesa, tal y como se describe en la siguiente ecuación:

$$P_J = V \cdot I = R_e \cdot I \cdot I = I^2 \cdot R_e \quad (3.7)$$

### 3.3. Células de Peltier

Los generadores termoeléctricos (TEG) están formados por dos placas de sustrato cerámico ( $Al_2O_3$ ) que actúan como conductor térmico y como aislante eléctrico. Entre dichas placas hay semiconductores de telurio-bismuto dopados de tipo P y tipo N, conectados entre sí utilizando cobre. La conexión se realiza de forma que los semiconductores estén conectados eléctricamente en serie y térmicamente en paralelo [35, 39].

Su funcionamiento está determinado por el efecto Peltier, es decir, se genera una diferencia de temperatura mediante la transferencia de calor entre dos uniones eléctricas. Para ello es necesario aplicar una tensión a través de los conductores para que se genere un flujo eléctrico [40, 41].

Los módulos TEG presentan grandes ventajas que los convierten en una gran opción a la hora de utilizarlos en los diseños actuales. No tienen piezas móviles convirtiéndolos en componentes muy fiables, son escalables compactos y permiten un control sencillo de las variaciones de temperatura mediante el control de voltaje o la corriente.

Existen una serie de parámetros que hay que tener en cuenta a la hora de seleccionar el dispositivo y son los siguientes [42]:

- **V**: Voltaje de entrada al módulo.
- **I**: Corriente de entrada al módulo
- $\dot{Q}_{max}$  : Absorción de calor máxima en la cara fría.
- $\Delta T_{max}$ : Máxima diferencia de temperatura entre la cara fría y caliente.

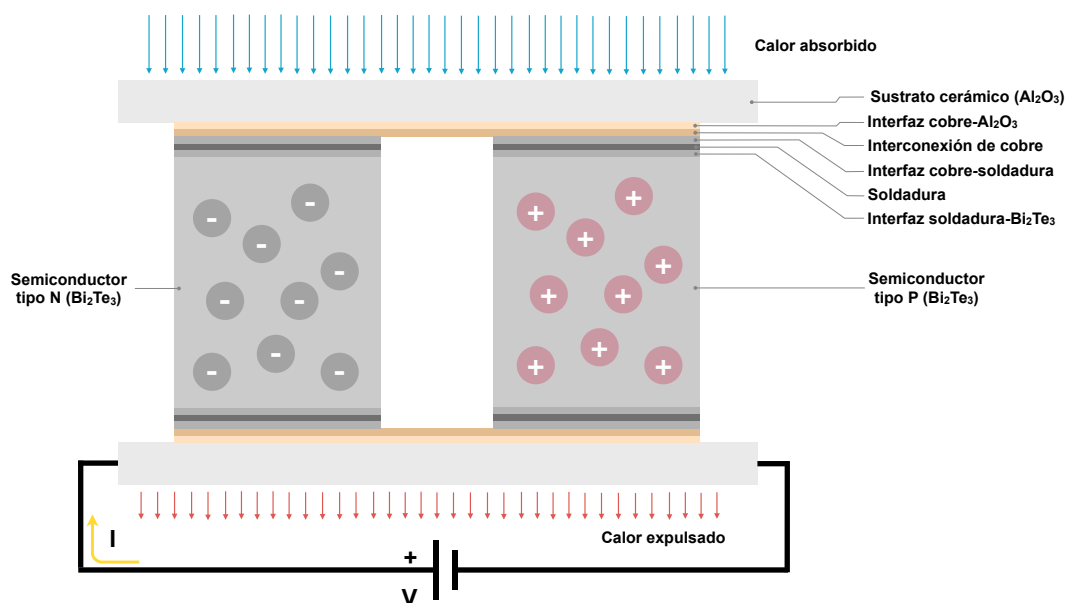


Figura 3.5: Célula de Peltier.

### 3.4. Selección de hardware para el enfriamiento selectivo

Para realizar el enfriamiento selectivo del sustrato es conveniente utilizar un dispositivo que sea pequeño, compatible con el Advisor™ HD Grid, no tenga piezas móviles y sea fácilmente controlable variando sus niveles de tensión o corriente. Por ello, para el desarrollo, las células de Peltier son perfectas para esta aplicación.

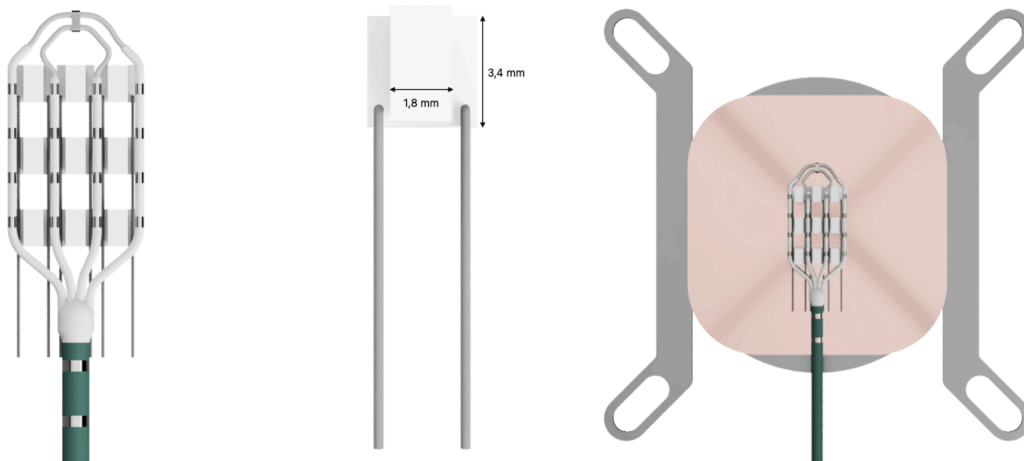
Debido a la distancia que existe entre los electrodos del catéter (3 mm) la célula de Peltier CP0734-238 de CUI Devices es perfecta gracias a que permite una diferencia de temperatura entre sus caras de hasta  $70^\circ\text{C}$  y sus medidas en la cara fría ( $1,8 \times 3,4$  mm) son compatibles con el catéter. Esto permite la inclusión del sistema de enfriamiento entre las columnas de electrodos tal y como puede verse en la figura 3.6.

Hay que tener en cuenta que es necesario refrigerar la cara caliente de la célula de Peltier para evitar que se produzca una saturación de la temperatura en la cara fría y se pueda expulsar todo el calor necesario. Para ello se hace uso de la refrigeración líquida Hydrus V2 que permite mantener la cara caliente de la CUI CP0734-238 a una temperatura constante de  $25^\circ\text{C}$  aproximadamente.

### 3.5. Modelado de la célula de Peltier

La modelización del comportamiento del módulo termoeléctrico es de vital importancia para tener una estimación de la respuesta que tendrá el sistema de generación de heterogeneidades y tener constancia de la viabilidad del mismo.





**Figura 3.6:** Integración del catéter en el sistema de refrigeración. Se observa la matriz formada por células de Peltier (CUI CP0734-238) y el elemento refrigerador (Hydrus V2).

| Parámetro        | Valor         |
|------------------|---------------|
| $V_{max}$        | 0,5 V         |
| $I_{max}$        | 0,7 A         |
| R                | 0.52 $\Omega$ |
| $\dot{Q}_{max}$  | 0,2 W         |
| $\Delta T_{max}$ | 70 °C         |

**Tabla 3.2:** Características termoeléctricas del módulo seleccionado.

### 3.5.1. Ecuaciones y estado estacionario

Los efectos termoeléctricos descritos en el apartado 3.2 son esenciales para el correcto modelado de la célula de Peltier. No influyen todos por igual, por ello, debido al rango de temperaturas con el que se realiza el proyecto (37°C a -10°C) el efecto Thomson es despreciable.

El efecto Thomson relaciona el efecto Seebeck y Peltier a través de la potencia eléctrica aplicada al material de forma que el flujo de calor. Sustituyendo ( 3.4 ) en la ecuación de la potencia eléctrica se obtiene el flujo de calor debido al efecto Seebeck:

$$P_s = V \cdot I = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I \quad (3.8)$$

Igualando la expresión ( 3.8 ) con la ecuación del flujo de calor debido al efecto Peltier ( 3.5 ) se obtiene la relación buscada:

$$\Pi_{AB} = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \quad (3.9)$$

Ahora es posible expresar el flujo de calor en ambas caras de la célula de Peltier que per-

mite establecer el circuito eléctrico equivalente que modele su comportamiento térmico.

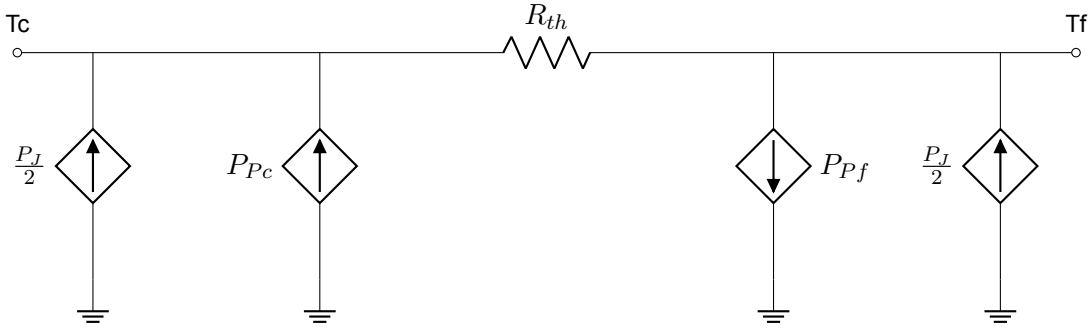
$$P_p = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I = \alpha_{AB} \cdot T_c \cdot I - \alpha_{AB} \cdot T_f \cdot I \quad (3.10)$$

Siendo el flujo absorbido y cedido por la célula debido al efecto Peltier:

$$P_{pc} = \alpha_{AB} \cdot T_c \cdot I \quad (3.11)$$

$$P_{pf} = \alpha_{AB} \cdot T_f \cdot I \quad (3.12)$$

Una vez obtenidas las ecuaciones del efecto Peltier y considerando que las pérdidas generadas por el efecto Joule se reparten por igual en cada una de las caras, se propone el modelo térmico de la figura 3.7 de acuerdo con la analogía electrotérmica especificada en el apartado 3.1. Cabe destacar que el efecto de conducción entre ambas caras no se tiene en cuenta en el modelo de la figura debido a que, al calcular el flujo neto, dicho efecto se anula.



**Figura 3.7:** Modelo térmico.

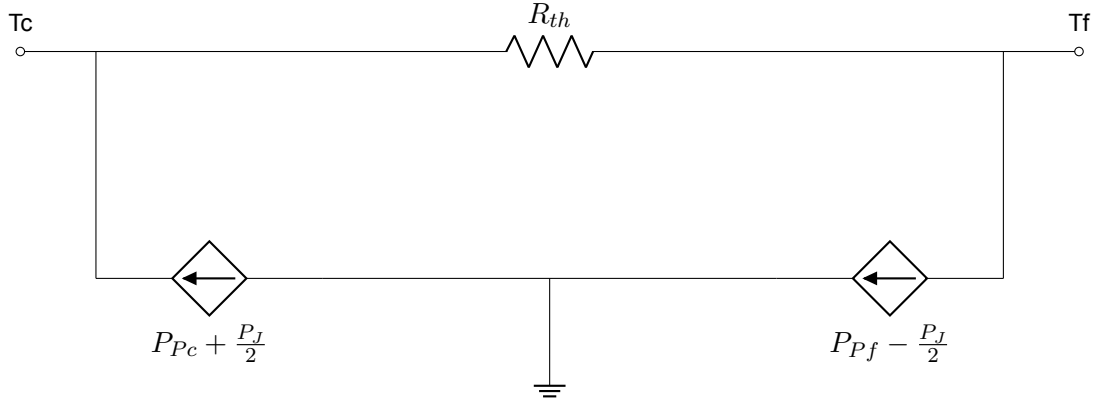
Para simplificar el modelado, se suman los efectos de las fuentes dependientes de ambos lados para, posteriormente, aplicar el equivalente de Norton y expresar el modelo en función de la potencia eléctrica de entrada y el flujo de calor absorbido por la cara fría de la célula.

Una de las formas de determinar el equivalente de Norton es calcular la corriente de cortocircuito  $I_{SC}$  y el voltaje de circuito abierto  $V_{OC}$ . Para calcular  $V_{OC}$  hay que obtener la expresión del voltaje entre los terminales  $T_c$  y  $T_f$

$$V_{OC} = [P_{Pc} - P_{Pf}] \cdot R_{th} = [\alpha_{AB} \cdot T_c \cdot I + I^2 \cdot \frac{R_e}{2} - \alpha_{AB} \cdot T_f \cdot I + I^2 \cdot \frac{R_e}{2}] \cdot R_{th} \quad (3.13)$$

$$V_{OC} = [\alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e] \cdot R_{th} \quad (3.14)$$

La corriente de Norton es aquella que se genera al cortocircuitar los terminales  $T_c$  y  $T_f$ . De este el circuito se simplifica y simplemente hay que sumar las fuentes de corriente obteniendo:


**Figura 3.8:** Modelo térmico simplificado.

$$I_N = I_{SC} = P_{Pc} - P_{Pf} = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e \quad (3.15)$$

Aplicando la ley de ohm:

$$R_N = \frac{V_{OC}}{I_{SC}} = \frac{[\alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e] \cdot R_{th}}{\alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e} = R_{th} \quad (3.16)$$

La resistencia de Norton coincide por tanto con la resistencia térmica que hay entre ambas placas de la célula de Peltier.

Teniendo en cuenta el primer principio de la termodinámica, se determina que la potencia eléctrica es igual a la diferencia de flujos de calor entre la cara fría y caliente, es decir, entre la absorción y disipación [43, 44].

$$P_e = P_{Pc} - P_{Pf} = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e \quad (3.17)$$

Reescribiendo la ecuación:

$$P_{Pc} = P_e + P_{Pf} = P_e + \alpha_{AB} \cdot T_f \cdot I - I^2 \cdot \frac{R_e}{2} - \frac{\Delta T}{R_{th}} \quad (3.18)$$

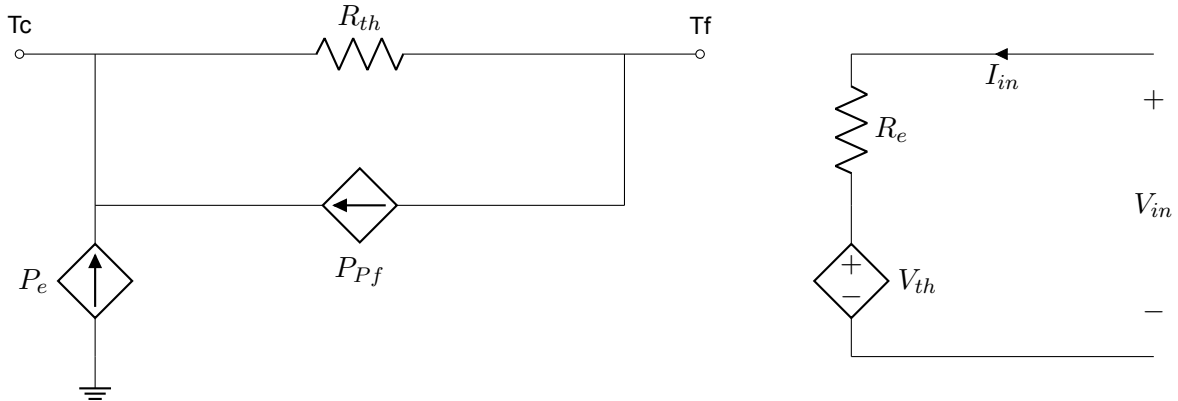
Al tener el equivalente podemos dividir la fuente de corriente en dos, de forma que una represente la potencia eléctrica de entrada y otra el flujo de calor absorbido en la cara fría.

El comportamiento eléctrico de la célula puede modelarse como una fuente de tensión dependiente de la temperatura de las caras del módulo y la resistencia eléctrica que influye en el efecto Joule. Sustituyendo la potencia eléctrica por el producto de voltaje y corriente:

$$P_e = V \cdot I = \alpha_{AB} \cdot \Delta T \cdot I + I^2 \cdot R_e \quad (3.19)$$

$$V = \alpha_{AB} \cdot \Delta T + I \cdot R_e = V_{th} + I \cdot R_e \quad (3.20)$$

Por tanto, la tensión de entrada viene determinada por el voltaje producido por el efecto Seebeck, la corriente y la resistencia eléctrica del TEG.



**Figura 3.9:** Circuito equivalente para el modelo térmico.

El circuito equivalente propuesto modela únicamente el estado estacionario del módulo termoeléctrico. Los materiales de la célula de Peltier tienen cierta inercia térmica que se puede modelar a partir del calor específico y la masa para obtener la capacidad térmica. Al tener en cuenta la capacidad térmica se aporta exactitud a las simulaciones y permite ver la evolución temporal del sistema, es decir, el estado transitorio.

### 3.5.2. Estado transitorio

La inercia térmica del módulo se ve influenciada por la capacidad térmica del sustrato cerámico de ambas caras y por los elementos semiconductores. Según la literatura [39], el calor específico de los materiales es dependiente de la temperatura a la que están expuestos y por ello se caracterizan para un rango de temperaturas que va de 150 K a 360 K mediante un ajuste polinómico. El polinomio para el sustrato cerámico es de grado 6 y el de los elementos semiconductores de grado 1 tal y como se puede ver en las expresiones:

$$C_{Al_2O_3} = [a \cdot T^6 + b \cdot T^5 + c \cdot T^4 + d \cdot T^3 + e \cdot T^2 + f \cdot T + g] \cdot h \quad (3.21)$$

$$C_{Bi_2Te_3} = [a \cdot T + b] \cdot h \quad (3.22)$$

La tabla 3.3 contiene los coeficientes de los polinomios de cada uno de los materiales:

Este proyecto no necesita aplicar un rango de temperaturas tan amplio por lo que se reduce la aplicación de las fórmulas al rango de 253,15 K a 238,15 K para obtener el calor

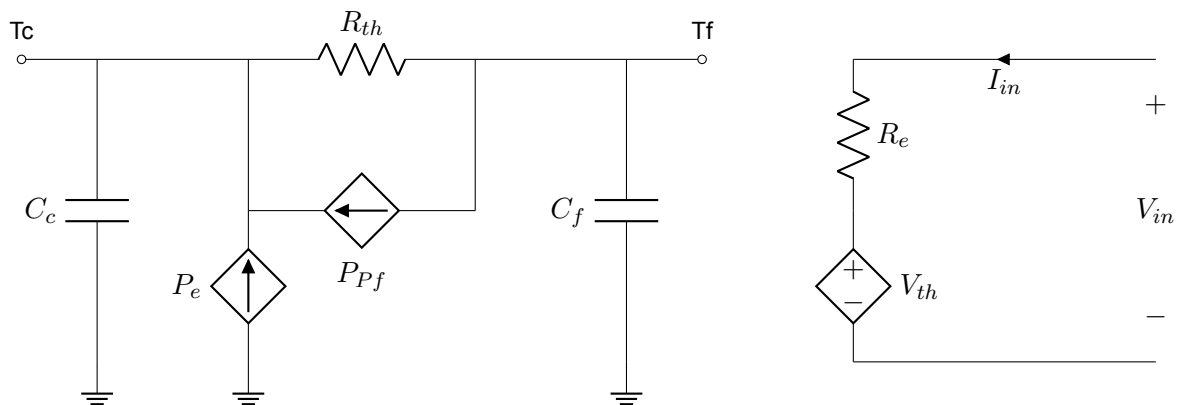
| Coeficiente | $Al_2O_3$                 | $Bi_2Te_3$             |
|-------------|---------------------------|------------------------|
| a           | $3,41262 \cdot 10^{-13}$  | $5,7445 \cdot 10^{-2}$ |
| b           | $-8,12754 \cdot 10^{-10}$ | 137,47                 |
| c           | $7,75161 \cdot 10^{-7}$   | -                      |
| d           | $-3,71047 \cdot 10^{-4}$  | -                      |
| e           | $8,73298 \cdot 10^{-2}$   | -                      |
| f           | -5,82914                  | -                      |
| g           | $1,28614 \cdot 10^2$      | -                      |
| h           | 1                         | 1                      |

**Tabla 3.3:** Coeficientes de los polinomios [39].

específico medio de los materiales. Para el sustrato cerámico se obtiene un calor específico de  $C_{Al_2O_3} = 636,7799 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$  y para el elemento semiconductor de  $C_{Bi_2Te_3} = 151,6014 \text{ J} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{K}^{-1}$

A través de las especificaciones de la hoja técnica del dispositivo se calcula el volumen del sustrato y del semiconductor. Multiplicando el volumen por la densidad del material se obtiene la masa. Finalmente, el producto de la masa con el calor específico se calcula una capacidad térmica de  $0,0218 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$  para la cara caliente,  $0,0136 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$  para la cara fría y  $0,0085 \text{ J} \cdot \text{K}^{-1}$  para el elemento semiconductor.

A continuación, se muestra el circuito completo, teniendo en cuenta el efecto de la capacidad térmica de cada elemento que forma la célula de Peltier.



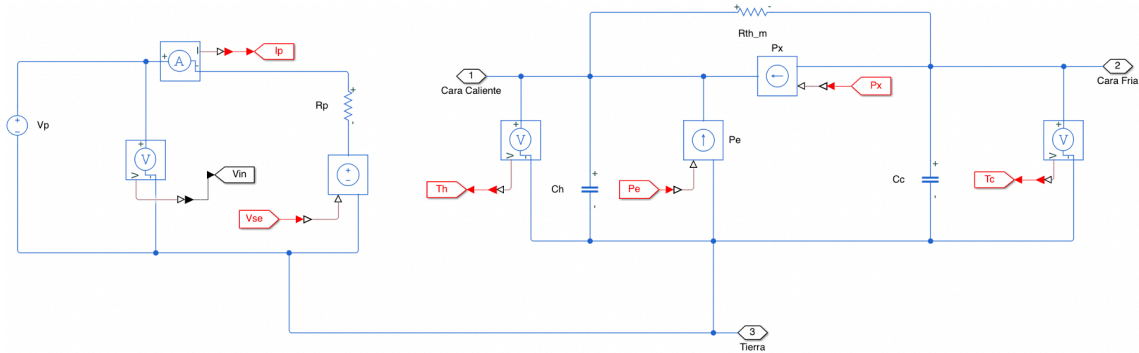
**Figura 3.10:** Circuito equivalente completo.

### 3.5.3. Simulación en MATLAB/Simulink

Una vez desarrollado el modelo de la célula de Peltier se hace uso de MATLAB y Simulink para estimar el comportamiento del sistema entero. Una forma sencilla de comprobar que la simulación se corresponde con la realidad es simular la respuesta de una célula de Peltier con la cara caliente sobre la refrigeración líquida y la cara fría absorbiendo calor

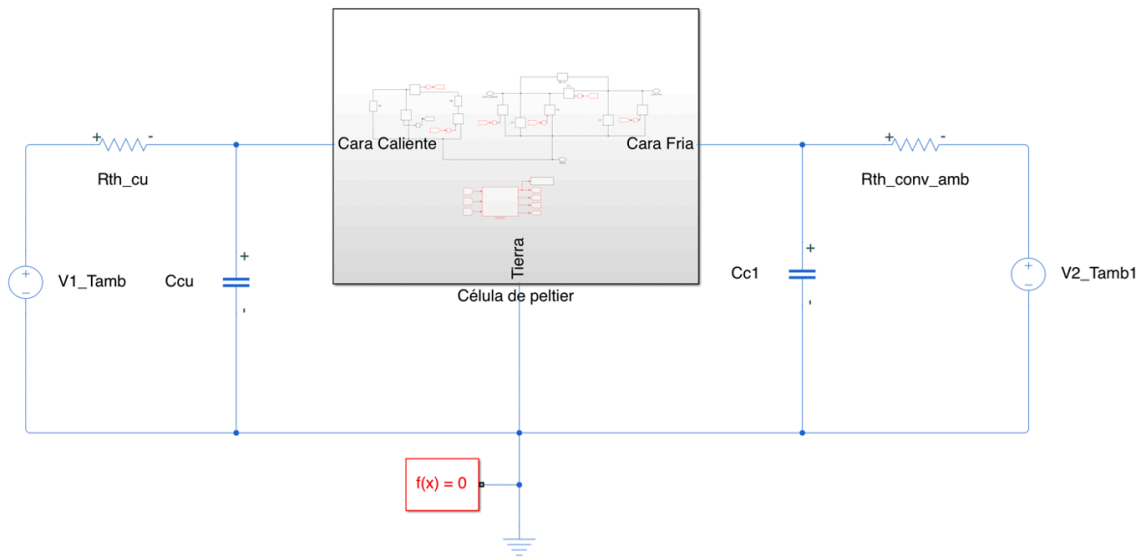
del ambiente por convección.

Simulink es el entorno de MATLAB que permite modelar mediante diagrama de bloques el comportamiento de los diferentes sistemas y estudiar su evolución a lo largo del tiempo.



**Figura 3.11:** Circuito de Simulink que reproduce el comportamiento descrito en el modelo de la célula de Peltier.

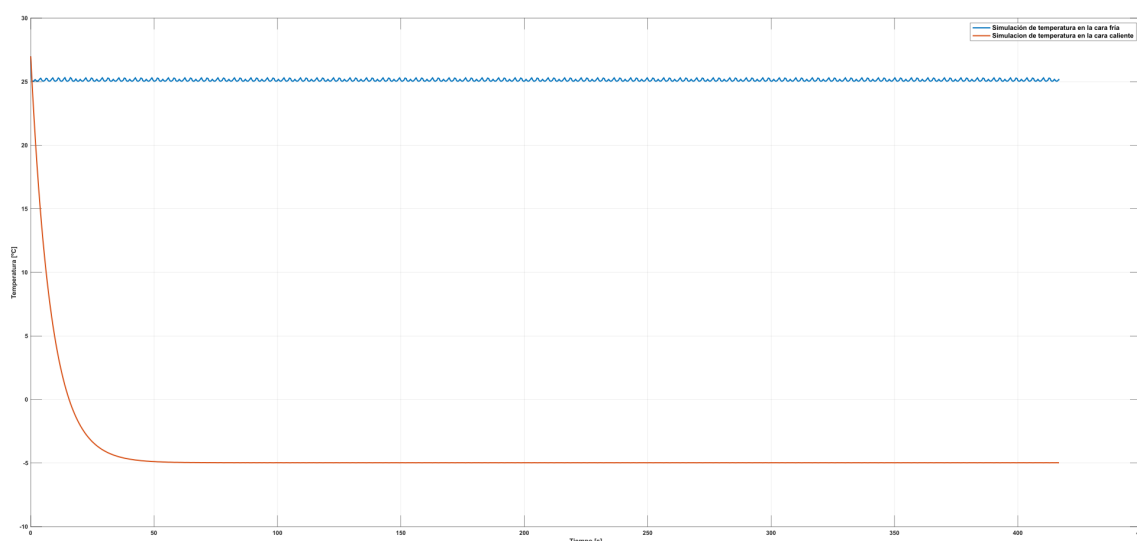
La figura 3.11 muestra el aspecto del diagrama de bloques introducido en Simulink y que representa al módulo termoelectrico. Una vez realizado el diagrama, se crea un subcircuito poder variar las condiciones en las que se encuentran ambas caras. El modelado del entorno de la cara caliente consiste en una fuente de calor de 25°C en serie con la resistencia térmica del cobre de la refrigeración y con la capacidad calorífica del mismo.



**Figura 3.12:** Modelado del entorno de la célula de Peltier.

En cuanto al entorno de la cara fría, se modela mediante la capacidad calorífica del aire del laboratorio en el que se realizarán las pruebas, la resistencia de convección al ambiente de la alúmina ( $Al_2O_3$ ) que forma la cara fría de la célula y una fuente de calor de 27°C.

La simulación indica que con la tensión de entrada aplicada (0,58 V) es posible alcanzar los -5°C en la superficie de la cara fría del módulo termoelectrico en 1 minuto aproxima-



**Figura 3.13:** Simulación térmica del sistema

damente. Para comprobar el modelo se realiza el montaje del sistema de refrigeración y la caracterización de la célula de Peltier en los siguientes apartados.

### 3.5.4. Montaje del sistema sobre la refrigeración

El montaje del módulo se realiza utilizando pasta térmica adhesiva de alta conductividad térmica para fijar cada una de las células de Peltier a la refrigeración líquida y mantener la cara caliente a temperatura constante. Con el fin de evitar cortocircuitos entre los cables de los dispositivos, se aplica un barniz aislante en forma de aerosol a cada uno de ellos.

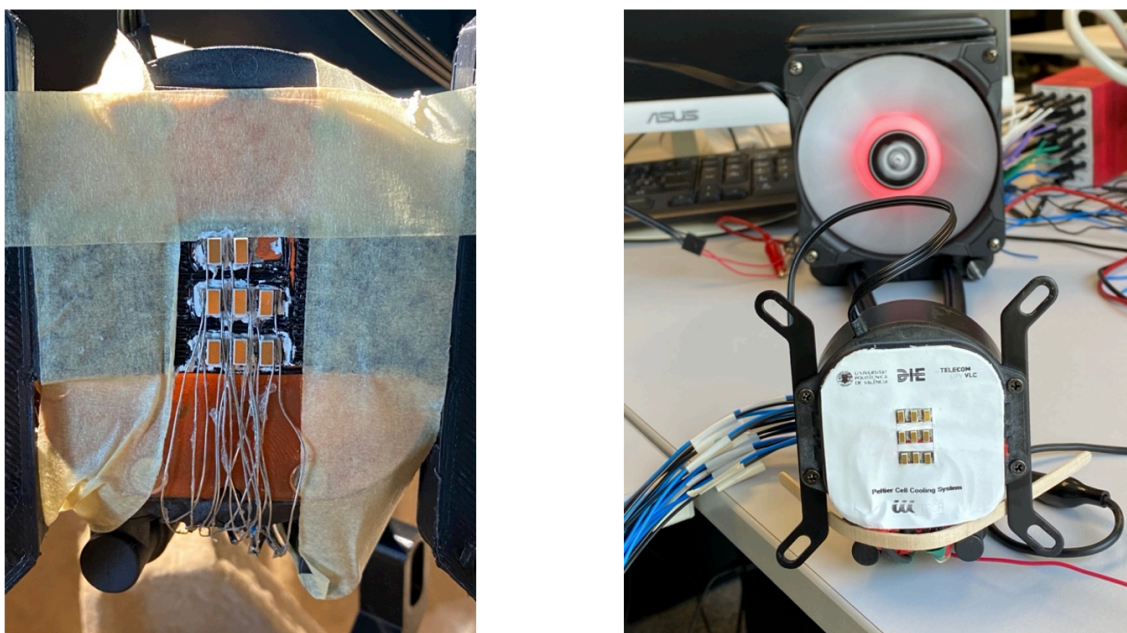
Es necesario que el proceso de curado dure 24h o más para asegurar una buena adherencia de las células a la superficie de la refrigeración. La figura 3.15 muestra la congelación del ambiente de una de las células activas, demostrando su correcto funcionamiento y la ausencia de cortocircuitos.

### 3.5.5. Caracterización del módulo termoeléctrico

La medición de la temperatura en la superficie de del dispositivo se realiza mediante un divisor resistivo formado por una resistencia fija y una PT-100 (resistencia variable dependiente de la temperatura) conectado a la entrada analógica de un Arduino Mega.

Se ha desarrollado un script para que Arduino procese los datos provenientes del convertor analógico-digital y los transmita por el puerto serie. Para visualizar los datos en tiempo real y guardar un registro se ha desarrollado una aplicación con interfaz gráfica con MATLAB App Designer que permita superponer el registro con la simulación realizada en el apartado anterior.

La resistencia termodinámica de platino (PT-100) se coloca en la superficie de la cara fría con una capa de pasta térmica de alta conductividad para que la medida sea lo más



**Figura 3.14:** En el lado derecho se observa el montaje individual de cada una de las células de Peltier sobre la bomba de refrigeración y su alineación mediante una plantilla plástica impresa en 3D. En el lado izquierdo puede verse el montaje completo en funcionamiento con una pegatina adhesiva para proteger los elementos del montaje.

precisa posible.

En la figura 3.17 se ve la superposición de los datos registrados y la simulación del comportamiento térmico del dispositivo. Los datos reales se ajustan muy bien al modelo realizado en Simulink y su error absoluto máximo es de 5°C en el estado transitorio. Existen pequeñas variaciones de un grado Celsius en el estado estacionario debido a pequeños cambios en la medida pero, en definitiva, puede apreciarse un error prácticamente nulo en la temperatura final.

Los resultados obtenidos confirman que el modelado de célula termoeléctrica es totalmente válido para estimar su comportamiento en el enfriamiento de la superficie epicárdica del corazón.

### 3.5.6. Simulación del enfriamiento de la superficie epicárdica

Asumiendo que el área epicárdica que queremos enfriar tiene el mismo tamaño que la célula de Peltier y que el espesor de el tejido es 5 mm para el miocardio y 3,5 mm para el epicardio, se puede modelar el entorno de forma análoga a la figura 3.13 siguiendo el esquema de la figura 3.18. El endocardio no se tiene en cuenta en los cálculos debido a la falta de parámetros y su espesor. Los parámetros térmicos del tejido son los que se muestran en la 3.4.

Es importante destacar que el tejido cardiaco está vascularizado y se produce una irrigación constante de Tyrode a 37 °C hasta el miocardio, por ello dependiendo de la zona





**Figura 3.15:** Sistema de refrigeración con una de las células de Peltier encendidas congelando la condensación ambiente.

que se pretenda enfriar, los resultados reales pueden tener una desviación importante. En la simulación no se tiene en cuenta la vascularización cardiaca.

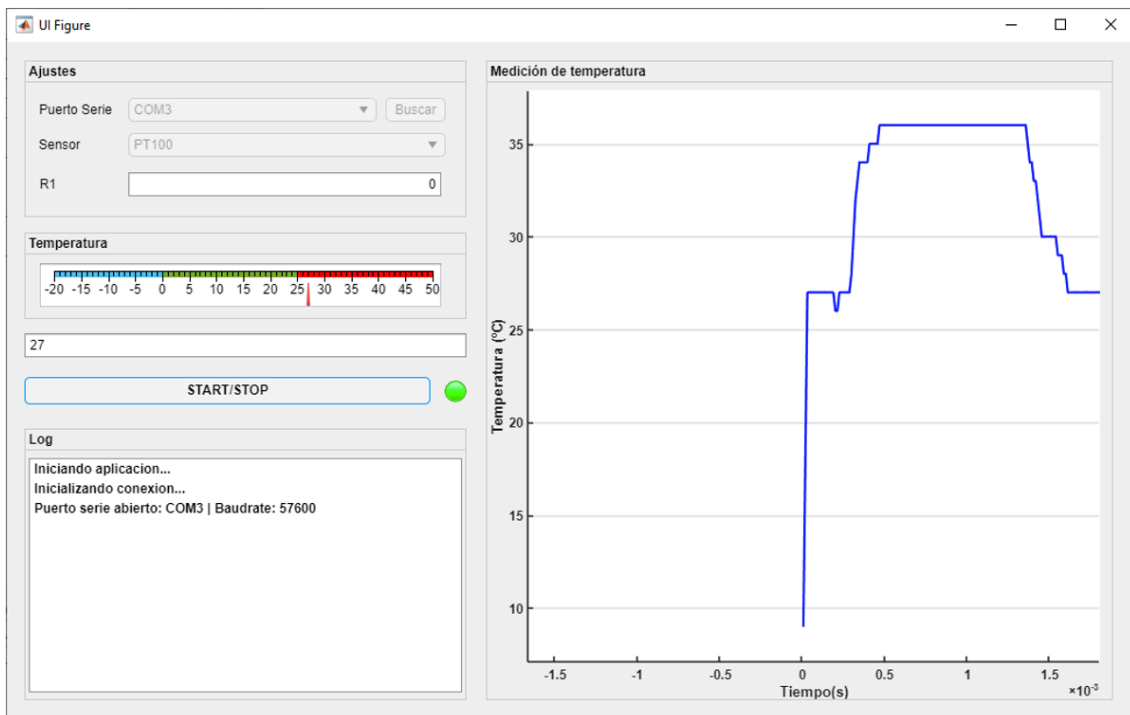
| Tejido    | Densidad ( $\rho$ )    | Calor específico ( $c$ ) | Conductividad térmica ( $k$ ) |
|-----------|------------------------|--------------------------|-------------------------------|
| Epicardio | 920 kg/m <sup>3</sup>  | 2970 J/kg·K              | 0,156 W/m·k                   |
| Miocardio | 1063 kg/m <sup>3</sup> | 3200 J/kg·K              | 0,5367 W/m·K                  |

**Tabla 3.4:** Parámetros térmicos del tejido cardiaco [45, 46].

Con la finalidad de estimar la tensión que se debe aplicar para conseguir el descenso de la temperatura epicárdica, se realiza un barrido paramétrico del voltaje de entrada de la célula de Peltier.

La figura 3.19 permite comprobar que, a mayor tensión, mayor enfriamiento se produce. La célula de Peltier es capaz de enfriar la superficie epicárdica a 9°C aproximadamente aplicándole un voltaje de 0,58V. A pesar de que la hoja de datos del dispositivo indica que la tensión máxima aplicable es 0,5 V, se ha comprobado en el laboratorio que es posible suministrar un voltaje de 0,58 V de forma segura.

Se representan las curvas de temperatura en la superficie y a la mitad del espesor consi-



**Figura 3.16:** Interfaz de usuario desarrollada mediante MATLAB App Designer para visualizar la temperatura de la superficie de la célula de Peltier mediante el uso de una PT-100 y exportar los datos para su tratamiento.

derado para el epicardio. Puede verse que, con la máxima tensión aplicada, se consigue disminuir la temperatura a 24°C a 1,6 mm de la superficie.

Esto da una estimación de lo que se puede obtener en un entorno real, durante el desarrollo del proyecto no ha sido posible comprobar el funcionamiento en el laboratorio.

También se ha realizado una simulación paramétrica variando el voltaje y representando la temperatura del TEG en función de la temperatura de la superficie epicárdica. De esta forma se puede ver de manera sencilla la temperatura alcanzable en función del voltaje aplicado y la respuesta del módulo termoeléctrico. Puede verse en la gráfica de la figura 3.20.

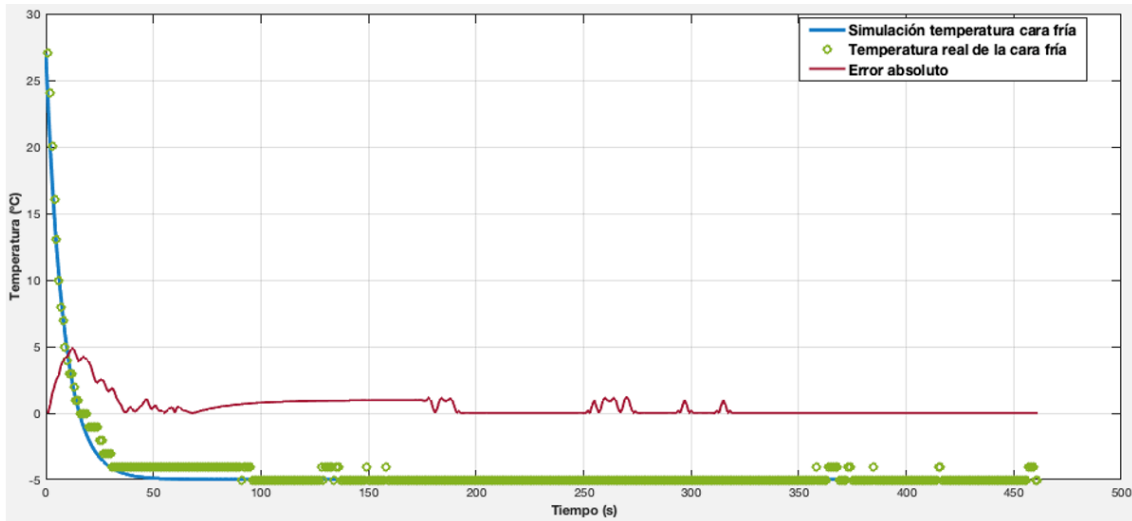


Figura 3.17: Temperatura simulada vs Temperatura real.

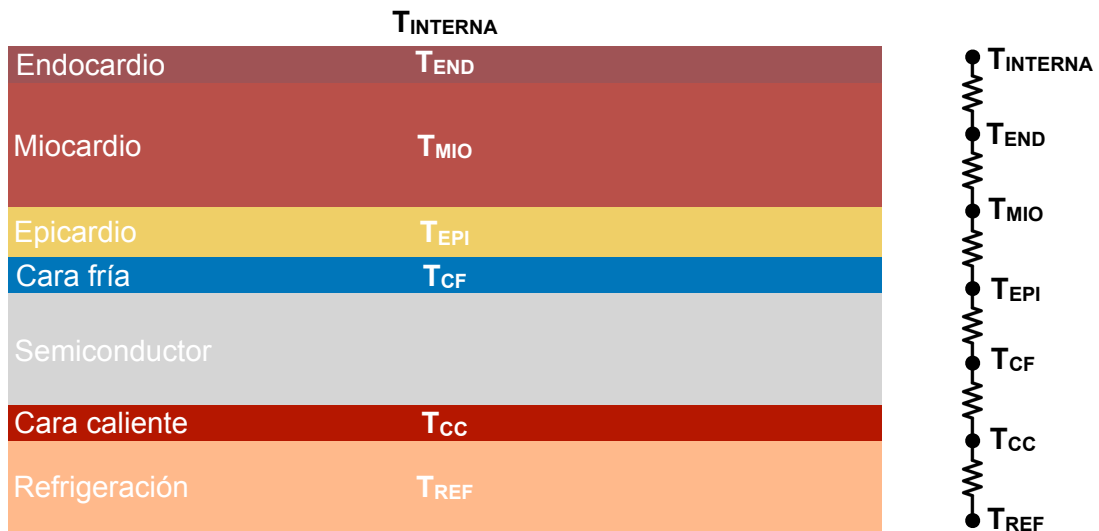


Figura 3.18: Modelo térmico cardíaco para el enfriamiento.

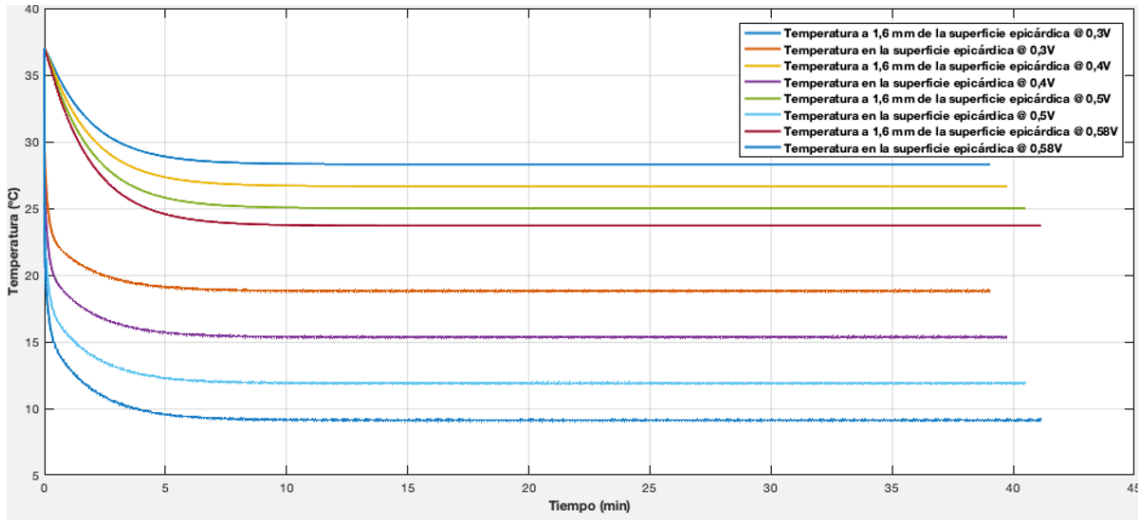


Figura 3.19: Simulación paramétrica de la temperatura epicárdica.

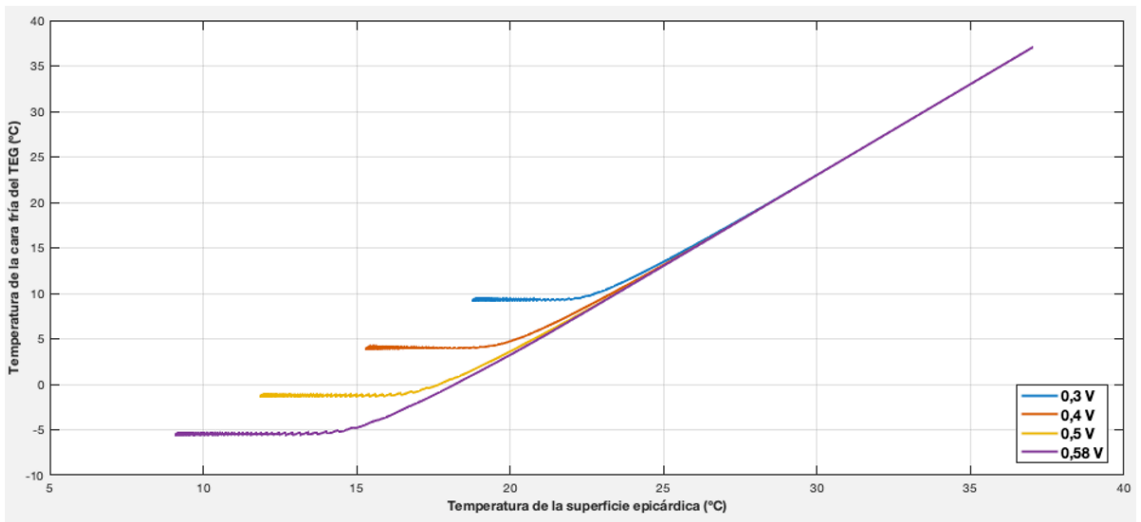


Figura 3.20: Simulación paramétrica de la temperatura epicárdica.

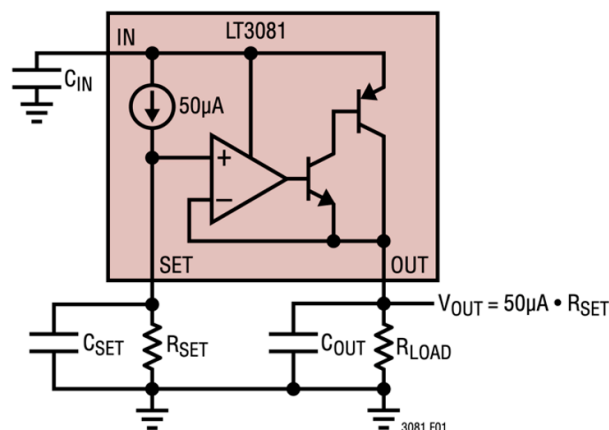
## Capítulo 4

# Sistema de control

El dispositivo de enfriamiento diseñado en el apartado anterior requiere de un módulo de control que permita variar la temperatura de cada uno de los módulos termoeléctricos que lo componen de forma independiente. Para el diseño del módulo se han utilizado herramientas como LTSpice, Altium Designer y Excel.

### 4.1. Regulador lineal *LT*<sup>®</sup> 3081

Las células de Peltier se controlan mediante la variación de voltaje aplicado en sus bornes, siendo su rango de 0 V a 0,5 V. El *LT*<sup>®</sup> 3081 es un regulador lineal de baja caída de 1,5 A diseñado para aplicaciones industriales robustas. Las principales características son el control de la corriente de salida, el control de la temperatura y el límite de corriente programable.



**Figura 4.1:** Esquema del regulador de tensión LT3081 [47]

La fuente de corriente de referencia de  $50\mu A$  del LT3081 permite que una sola resistencia programe la tensión de salida a cualquier nivel entre 0 y 34,5V. La arquitectura de referencia de corriente hace que la regulación de la carga sea independiente de la tensión de salida. El LT3081 es estable con o sin condensadores de entrada y salida. Además,

una única resistencia programa el límite de corriente.

El fabricante recomienda los valores especificados en la tabla 4.1 para los condensadores  $C_{IN}$ ,  $C_{SET}$  y  $C_{OUT}$ .

| Condensador | Valor      |
|-------------|------------|
| $C_{IN}$    | 10 $\mu F$ |
| $C_{SET}$   | 100 pF     |
| $C_{OUT}$   | 22 $\mu F$ |

**Tabla 4.1:** Valores de capacitancia recomendados por el fabricante.

#### 4.1.1. 5.1.1 Limitación de corriente

Una resistencia colocada entre  $I_{LIM}$  y OUT en el LT3081 ajusta externamente el límite de corriente a un nivel inferior al límite de corriente interno. Para obtener una mayor precisión, el fabricante recomienda conectar la resistencia de limitación directamente a los pines. El valor de esta resistencia se calcula como:

$$R_{ILIM} = \frac{I_{LIM}}{360 \frac{mA}{k\Omega}} + 460\Omega \quad (4.1)$$

En este caso, se establece la corriente límite en 1,1 A para que, si es necesario, se pueda suministrar más voltaje a la carga variando la resistencia  $R_{SET}$ . Con dicho límite de corriente, la resistencia de limitación normalizada más cercana es se corresponde con la de 3,2 k  $\Omega$ .

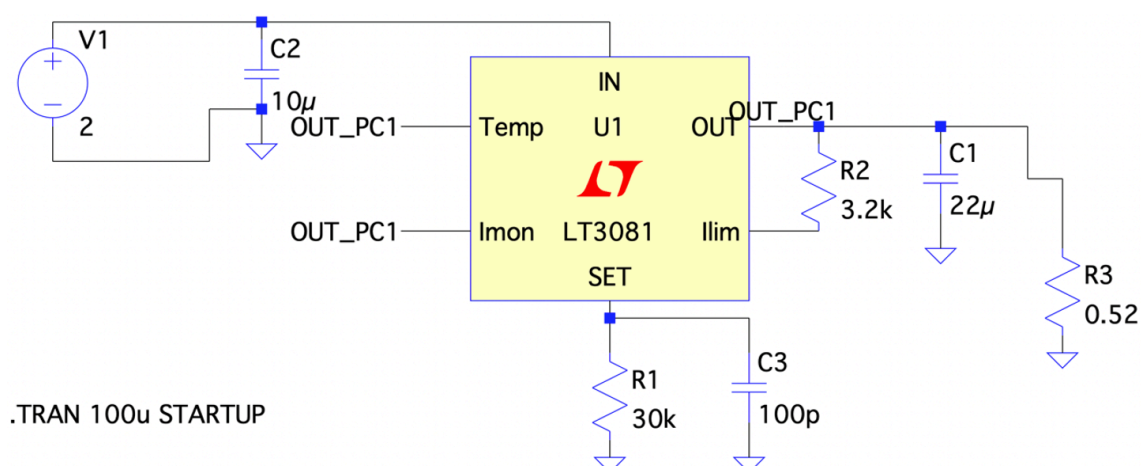
#### 4.1.2. Simulación en LTSpice

LTSpice contiene en sus librerías el modelo de simulación del integrado que forma parte del sistema de control, por ello es la herramienta idónea para simular su comportamiento ante las variaciones de la resistencia de ajuste y la resistencia de limitación de corriente.

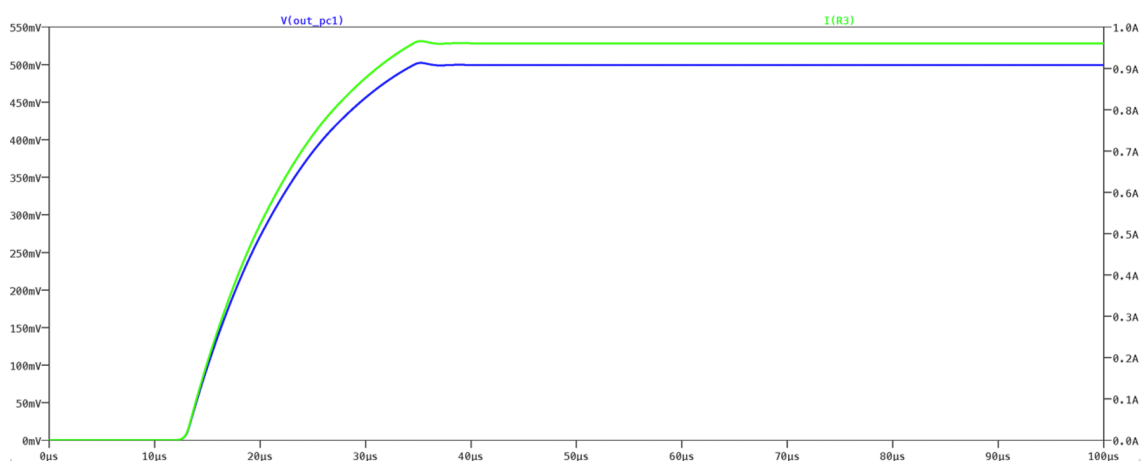
Las resistencias R1 y R2 de la figura 4.2 se corresponden con la resistencia de ajuste del voltaje de salida y la resistencia de limitación respectivamente. Puede verse en el resultado de la simulación que, ajustando R1 a 10 k  $\Omega$ , se consigue un voltaje de salida de 0,5 V y una corriente máxima de 0,96 A.

## 4.2. Modelo de simulación térmica de la PCB

Tras la comprobación del circuito propuesto, se procede a la realización de la placa de circuito impreso (PCB) y para ello es de vital importancia realizar una simulación térmica que asegure que los circuitos integrados van a trabajar dentro del rango para el cual han sido diseñados.



**Figura 4.2:** Esquema del regulador de tensión LT3081 [47]



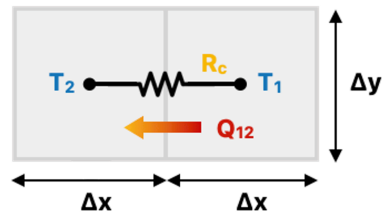
**Figura 4.3:** Comportamiento del circuito propuesto. Resultado de la simulación con los valores de capacitancia recomendados por el fabricante y con la resistencia de limitación de corriente calculada.

El circuito propuesto en la figura 4.2, debe replicarse 9 veces para controlar cada uno de los módulos termoeléctricos presentes en el sistema.

El modelo de simulación 2D que se propone considera tanto la conducción entre celdas, es decir, la transferencia de calor a través del cobre, como la convección, la cual tiene en cuenta la transferencia de calor a través de un fluido (aire en este caso).

#### 4.2.1. Descripción del modelo

El modelo consiste en hacer uso de las celdas de la hoja de cálculo con el fin de discretizar la superficie de la PCB. Cada una de las celdas está representada por un alto y un ancho ( $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ) específicos en cada una de las direcciones. Cabe destacar que cuanto mayor sea el número de celdas, mayor será la precisión de la simulación.

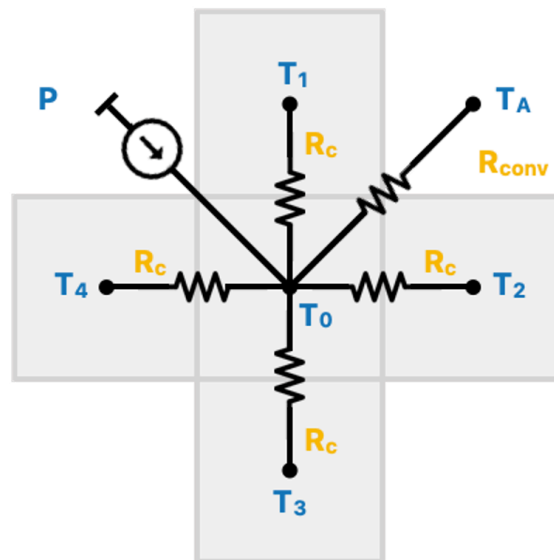


**Figura 4.4:** Transferencia de calor entre celdas.

Para entender el planteamiento, se consideran dos celdas cuadradas en las que se puede modelar la conducción lateral de calor, es decir, se puede modelar la resistencia con la que se encuentra el flujo de calor entre las dos celdas debido a la diferencia de temperatura. En función de la posición de la celda, pueden darse tres casos: celdas internas, celdas en los bordes y celdas en las esquinas.

Tal y como se ha indicado anteriormente, hay que realizar el balance térmico entre las celdas sabiendo que el flujo de calor entrante debe ser igual al flujo de calor saliente.

Se tiene en cuenta la conducción lateral de calor desde las celdas adyacentes, la convección al ambiente y el flujo de calor generado en la celda en caso de que haya un circuito integrado sobre ella. En caso de no haber IC sobre una celda se considera que el flujo de calor es 0 y en caso contrario se tiene en cuenta la potencia disipada por el integrado entre el número de celdas que ocupa.



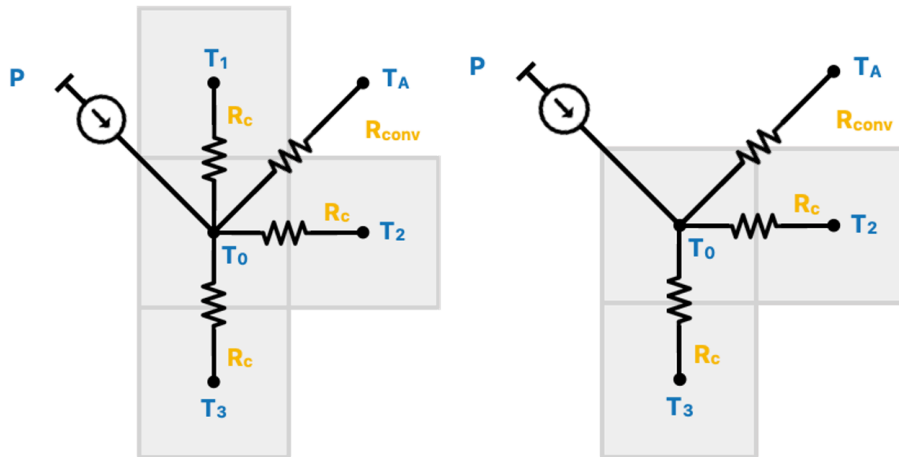
**Figura 4.5:** Modelo de transferencia de calor para celdas internas.

Planteando la ecuación y despejando  $T_0$ , se obtiene la expresión que permite calcular la temperatura de la celda. El paralelo de las resistencias de conducción con la resistencia de convección es lo que se denomina coeficiente de celda. Para el resto de los casos la temperatura de la celda se resuelve de forma análoga.



$$\frac{(T_1 - T_0) + (T_2 - T_0) + (T_3 - T_0) + (T_4 - T_0)}{R_c} + \frac{T_A - T_0}{R_{conv}} + P = 0 \quad (4.2)$$

$$T_0 = \frac{R_{conv} \cdot R_c}{4 \cdot R_{conv} + R_c} \cdot \left[ \frac{T_1 + T_2 + T_3 + T_4}{R_c} + \frac{T_A}{R_{conv}} + P \right] \quad (4.3)$$



**Figura 4.6:** Modelo de transferencia de calor para celdas en los bordes.

#### 4.2.2. Parámetros del modelo

La fabricación se realiza sobre una PCB de doble capa y con unos planos de cobre de 35  $\mu\text{m}$ , de los cuales sólo uno de ellos es continuo, GND. Desconocemos el coeficiente de convección ( $h_c$ ) de la placa, pero teniendo en cuenta otros productos electrónicos similares, podemos asumir un coeficiente de unos 26  $\text{W}/\text{m}^2\text{K}$ . Asumiremos también una temperatura de trabajo de 27  $^\circ\text{C}$ .

Se puede observar el resumen de los parámetros esenciales en la tabla 4.2

| Parámetros                       | Valor                                 |
|----------------------------------|---------------------------------------|
| Conductividad del cobre          | 360 $\text{W}/\text{m}\cdot\text{K}$  |
| Espesor del cobre (GND)          | 35 $\mu\text{m}$                      |
| $R_{cond}$                       | 79,36 $\text{K}/\text{W}$             |
| $R_{conv}$                       | 9615,3846 $\text{K}/\text{W}$         |
| Coefficiente de convección $h_c$ | 26 $\text{W}/\text{m}^2\cdot\text{K}$ |
| Temperatura ambiente (TA)        | 27 $^\circ\text{C}$                   |

**Tabla 4.2:** Condiciones iniciales del modelo para iniciar la simulación térmica de la PCB.

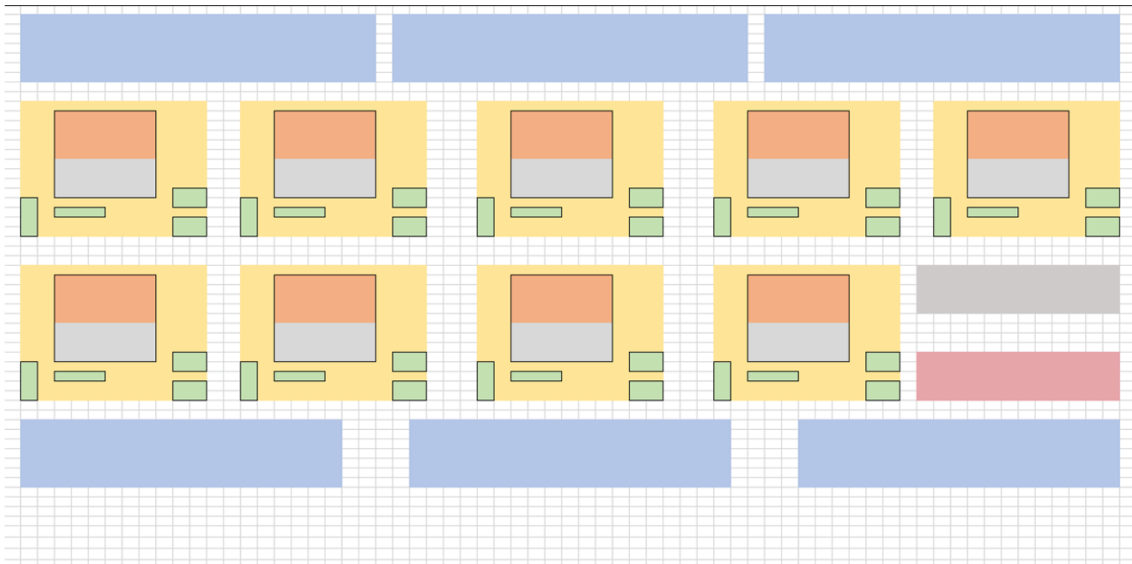
También es necesario conocer la potencia disipada y las dimensiones del circuito integrado presente en el sistema (marcados en naranja en la figura 4.7). Para obtener estos

datos debemos mirar la hoja de datos proporcionada por el fabricante. La tabla 4.3 muestra los parámetros usados para la posterior simulación. Se asume el caso en el que el dispositivo disipa la máxima potencia.

| <i>IC</i> | <i>Tamaño</i> | <i>Potencia disipada</i> |
|-----------|---------------|--------------------------|
| LT3081    | 12 x 10 mm    | 2 W                      |

**Tabla 4.3:** Dimensiones y potencia disipada por los circuitos integrados (ICs).

La disposición propuesta organiza los integrados por rooms y diferencia por colores los tipos de componentes presentes. En azul los conectores, amarillo para las rooms, verde para los componentes pasivos y naranja para los integrados. Pueden verse en el lateral izquierdo los conectores de alimentación de la placa (gris y rojo).



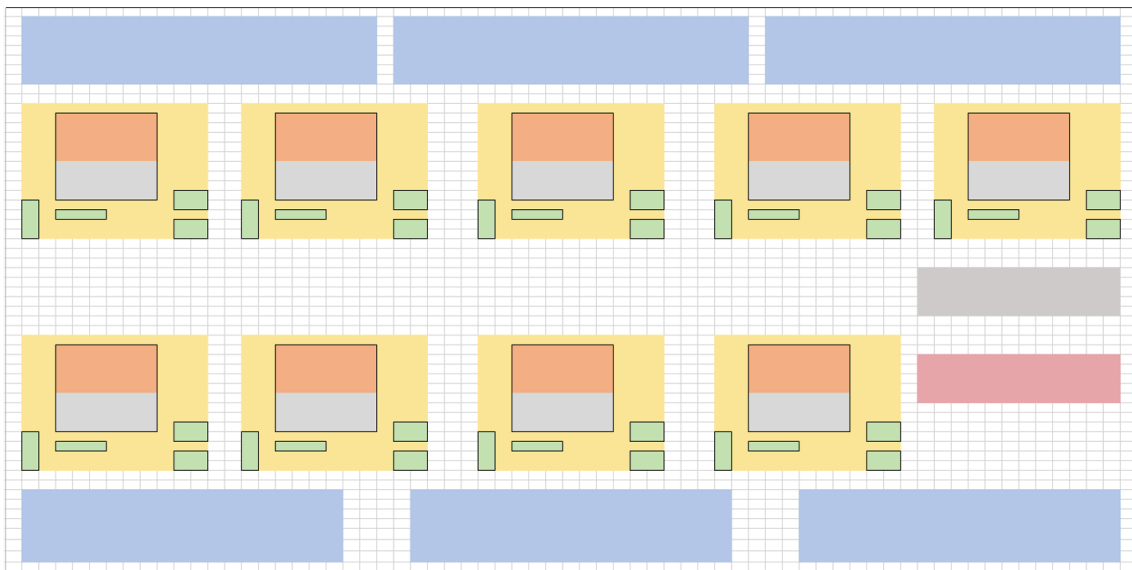
**Figura 4.7:** Disposición propuesta de los componentes sobre la PCB.

### 4.2.3. Simulación térmica del diseño propuesto

Para realizar la simulación asumimos un tamaño de rejilla de  $2 \times 2 \text{ mm}^2$ . Generamos una matriz de 67 celdas horizontales y 58 celdas verticales con un tamaño aproximado de la PCB de  $134 \times 116 \text{ mm}^2$ . Una vez que tenemos la matriz generada, a partir de los datos de la Tabla 8 y de la Tabla 9 calculamos los coeficientes de las celdas internas, de las celdas de los bordes y de las celdas de las esquinas. También es necesario conocer la relación entre la temperatura ambiente y la resistencia de convección al ambiente

Aplicando la condición de equilibrio a cada una de las celdas del modelo y aplicando un mapa de color se obtiene el resultado mostrado en la figura 4.8. Tal y como se ha indicado, se supone el peor caso de todos, es decir, todos los reguladores de tensión están en funcionamiento a la vez disipando la máxima potencia.





**Figura 4.9:** propuesta de diseño con distribución mejorada.

y dejar un mayor espacio entre los integrados. El resultado puede verse en la figura 4.10, donde la temperatura máxima es  $112^{\circ}\text{C}$ , es decir, con una simple reubicación de componentes se reduce la temperatura  $8^{\circ}\text{C}$ .

Aplicando la ecuación 4.4 con la nueva temperatura máxima de la PCB, se obtiene una temperatura en la unión de  $118^{\circ}\text{C}$ . Por tanto, con una simple redistribución se ha logrado no superar las limitaciones térmicas especificadas por el fabricante.

#### 4.2.5. Simulación térmica del diseño con disipadores

Es posible mejorar el diseño incluyendo disipadores sobre los integrados, es sencillo y proporciona buenos resultados. Los disipadores aumentan la superficie de los integrados al aire reduciendo su temperatura al mejorar la transferencia de calor al aire ambiente. Pero debe tenerse en cuenta que, al añadir disipadores, la resistencia de convección al ambiente se verá modificada.

Mirando la disposición del circuito integrado y el disipador térmico, pueden verse varias interfaces térmicas. La primera se encuentra entre la unión del IC y su encapsulado, después la unión entre el IC y el disipador se realiza mediante un material de interfaz térmica (TIM) que suele ser pasta o cinta térmica para conductividad térmica entre ambos y, por último, entre el disipador y el ambiente. Para calcular la nueva resistencia de convección se sigue el modelo propuesto en la figura 4.11.

Despreciando el efecto de la pasta térmica, una vez obtenida la resistencia térmica del conjunto se debe multiplicar por el número de celdas que ocupa el integrado en excel, de este modo se calcula la nueva resistencia de convección al ambiente de las celdas que tienen el disipador.

Se propone añadir 9 disipadores en la placa para los circuitos integrados. El modelo de

4.2. MODELO DE SIMULACIÓN TÉRMICA DE LA PCB

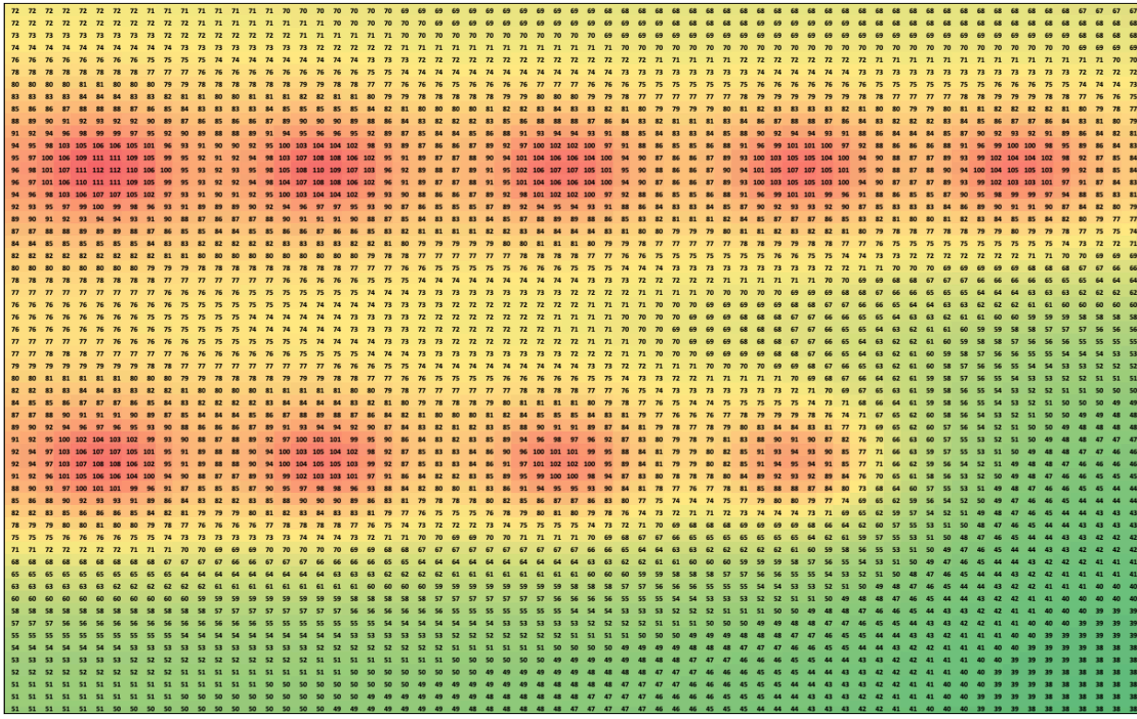


Figura 4.10: Resultado de la simulación térmica con distribución mejorada.

disipador elegido es el 375224B00032G (10 x 10 mm) de AAVID.

Se han elegido un disipador del tipo Pin-Fin debido a que desconocemos la dirección del flujo natural del aire y nos aseguramos de que el flujo de convección haga su trabajo en cualquier situación. Mirando la hoja de datos del disipador obtenemos su resistencia térmica que en este caso es 71,4 K/W [48].

| IC     | Disipador     | $R_{TH}$ Disipador | $\theta_{JC}$ | $R_{TH}Total$ | $R_{conv}$ |
|--------|---------------|--------------------|---------------|---------------|------------|
| LT3081 | 375224B00032G | 71,4 K/W           | 3 K/W         | 74,4 K/W      | 232 K/W    |

Tabla 4.4: Parámetros de las celdas con disipador..

Con los datos de la tabla 4.5 se actualizan los coeficientes de celda internos sobre los que se ha puesto un disipador, de esta forma puede simularse el efecto sobre los circuitos integrados.

El resultado de la simulación se puede ver en la figura 4.13 y arroja resultados interesantes. Sólo añadiendo los disipadores la temperatura máxima de la PCB se reduce a 87°C, es decir, se ha reducido la temperatura unos 30°C con respecto a la propuesta original. Con este diseño la temperatura a lo largo de la PCB es más uniforme, sobre todo en los bordes.

Teniendo en cuenta estos datos, la temperatura de la unión del regulador de tensión alcanzará la siguiente temperatura:

Todavía es posible mejorar el comportamiento térmico de la PCB mediante el uso de la

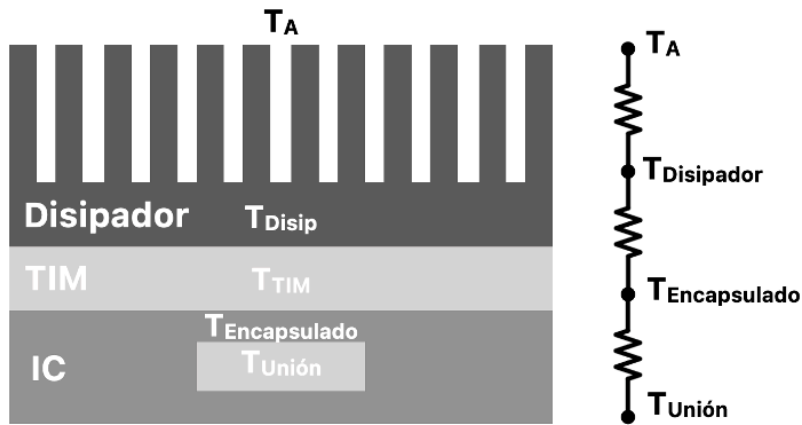


Figura 4.11: Modelo del disipador.

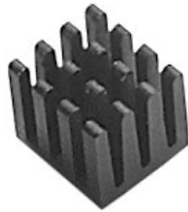


Figura 4.12: Disipador 375224B00032G.

convección forzada, pero dado el ámbito de aplicación de este proyecto, no es necesario su utilización.

$$T_J = T_{PCB} + P_{TOTAL} \cdot \theta_{JC} = 87C + 2W \cdot 3 \frac{C}{W} = 93C \quad (4.5)$$

En conclusión, y teniendo en cuenta que el caso explicado en el apartado 4.2.4 contempla el caso más exigente (el cual es prácticamente imposible que se dé durante las pruebas) y su comportamiento está dentro de las especificaciones, se toma la decisión de elegir dicho diseño. Además, de este modo se ahorra en la compra de componentes al no necesitar los disipadores.

### 4.3. Diseño de la PCB

La herramienta elegida para la captura de esquemáticos y el diseño de la PCB es Altium Designer (21.1.1) debido al crecimiento que está teniendo en los últimos años en aplicaciones mainstream, es decir, en proyectos ni muy sencillos pero tampoco muy complejos.

#### 4.3.1. Captura de esquemáticos

Se traslada a Altium el esquemático de la figura 4.2 y debido a las características del diseño, hay que realizar 9 controladores para cada uno de los TEG. El diseño es adecuado

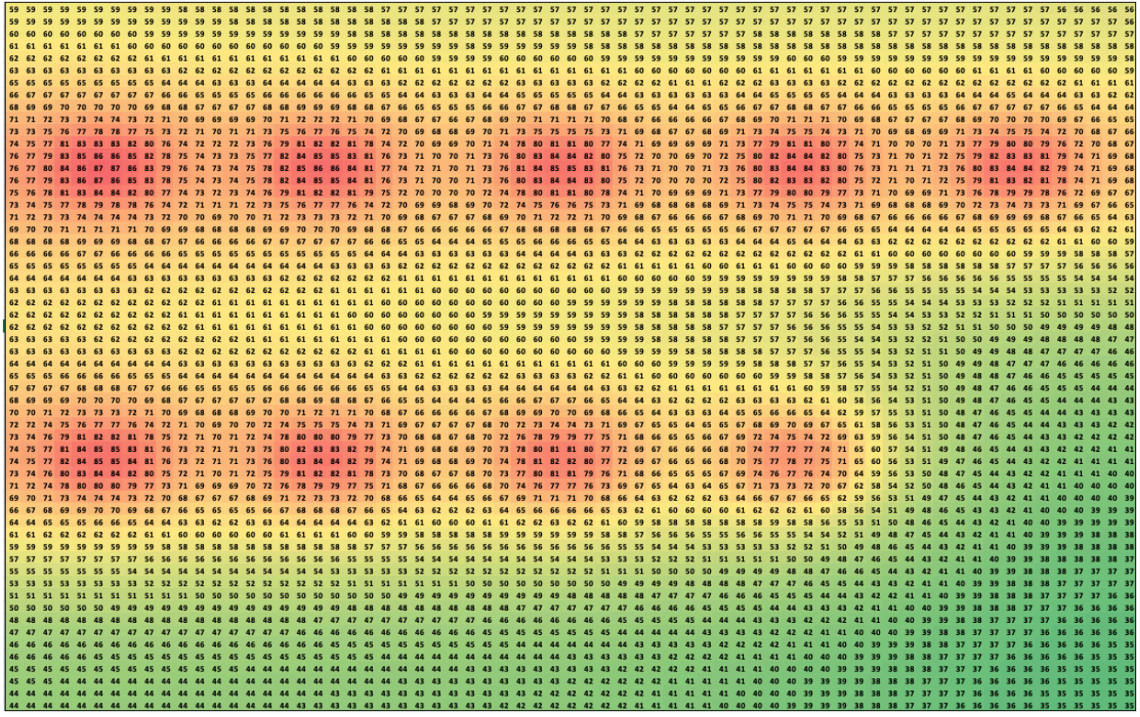


Figura 4.13: Resultado de la simulación térmica con disipadores.

para aprovechar las ventajas del diseño jerárquico.

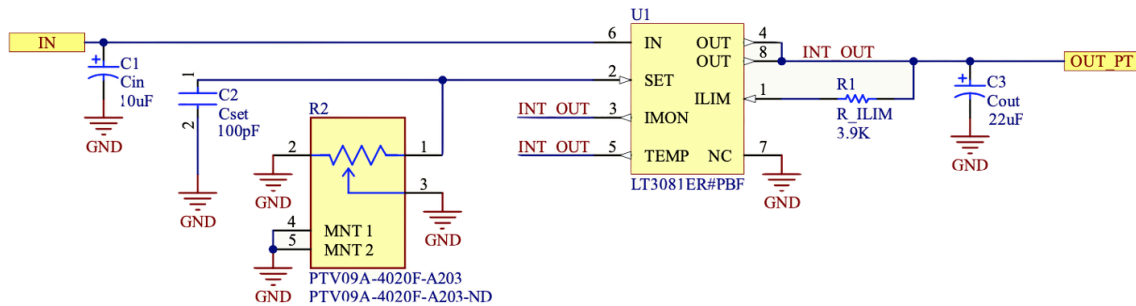


Figura 4.14: Captura del esquemático básico.

Altium implementa el concepto de multicanal, es decir, ante la necesidad de repetir un bloque varias veces dentro de una jerarquía compleja se pueden instanciar varios bloques iguales de forma automática haciendo el esquemático más compacto. En este caso, se le indica a Altium que tiene que repetir el bloque 9 veces y que las salidas son independientes en cada bloque a través de un bus de datos. El esquemático resultante se ve en la figura 4.15.

Para finalizar la captura del esquemático, se crea un nivel superior donde se producen las conexiones con cada uno de los conectores que permitirán conectar las células de Peltier y la conexión del sistema con la fuente de alimentación.

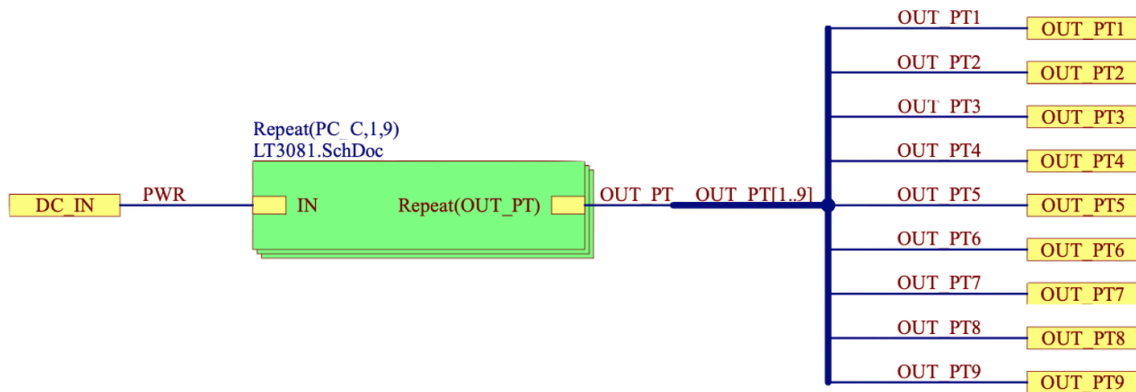


Figura 4.15: Esquemático multicanal.

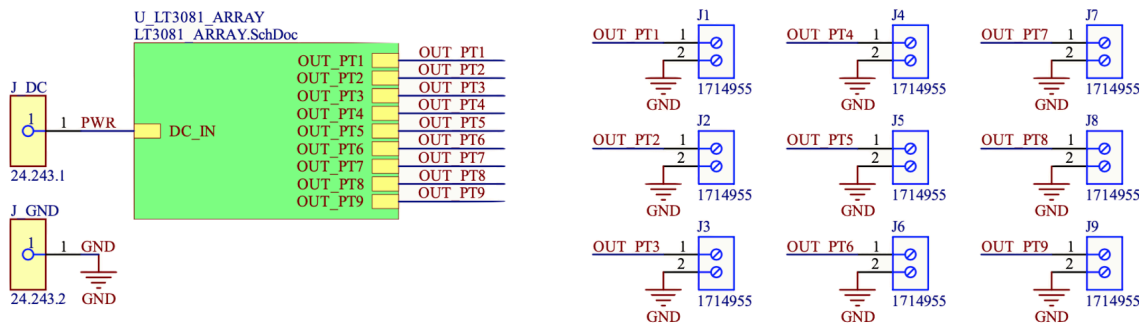


Figura 4.16: Nivel superior de la jerarquía

### 4.3.2. Emplazamiento de componentes y rutado de la PCB

Gracias al buscador de componentes integrado en la herramienta de diseño, es factible escoger los componentes y el proveedor durante el proceso de captura de esquemáticos. Es posible conocer los precios y el stock en tiempo real, así como controlar que componentes tienen modelos en 3D para la visualización de la placa.

Siguiendo la estructura planteada en las simulaciones realizadas con Excel en los apartados anteriores se consigue el resultado de la figura 4.17. La utilización de la jerarquía y el diseño multicanal permite trasladar fácilmente el concepto de emplazamiento por habitación a la PCB. De esta forma rutando una de las habitaciones, se replica de forma automática al resto simplificando el diseño y reduciendo drásticamente el tiempo de emplazamiento y enrutado de la placa. Las dimensiones finales de la placa son 116 x 135 mm

El stackup es de dos capas, una de las capas se utiliza como plano de alimentación (top) y la otra capa funciona como plano de masa (bottom). Debido a la corriente que debe de suministrar la fuente de alimentación (9 A en el peor de los casos) se ha decidido utilizar la capa superior como plano de alimentación. Así al tener una mayor área de cobre, se facilita la disipación de calor en la placa y no es necesario rutar pistas de un ancho mayor.

Altium permite visualizar la placa en 3D para observar el aspecto final de la misma y comprobar su integración con otro tipo de elementos. El listado de materiales necesario



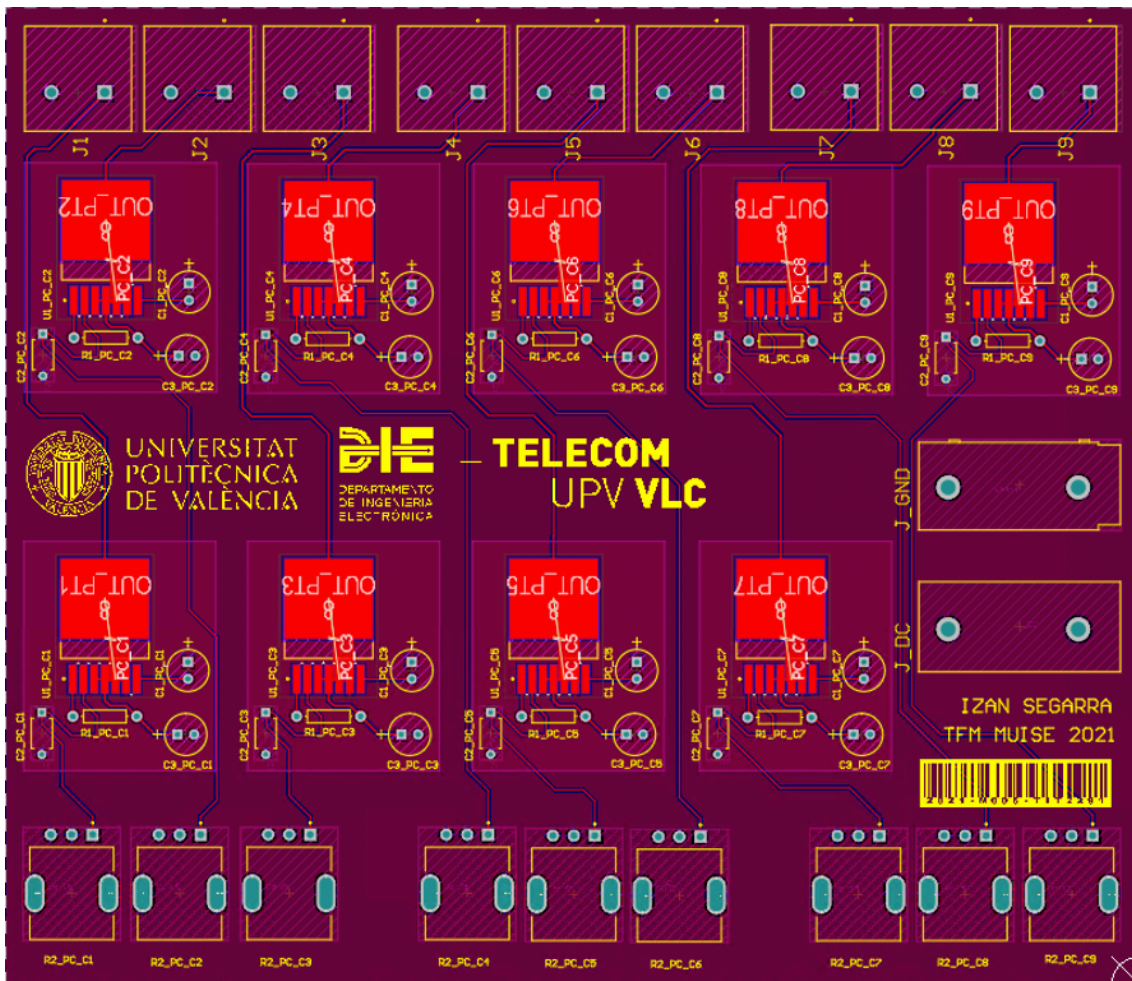


Figura 4.17: Diseño de la placa de circuito impreso.

para su fabricación es el siguiente:

#### 4.4. Fabricación de la PCB

La fabricación se ha realizado en AISLER, una compañía alemana que permite fabricar prototipos de forma rápida y sencilla a bajo coste. No es necesario generar los ficheros de fabricación ya que la empresa permite subir el proyecto de Altium y otros programas de diseño electrónico para reconocer automáticamente las reglas de diseño y tolerancias necesarias, así como el stackup y todas las capas gráficas.

Al subir el proyecto a la web se reconoce de forma satisfactoria tal y como se ve en la figura 4.13, figura 4.14, figura 4.15 y la figura 4.16. El fabricante nos ofrece la opción de comprar la plantilla de aluminio (stencil) para aplicar la pasta de soldadura en las ubicaciones donde hay componentes SMD. Para este proyecto no ha sido necesaria la fabricación de la plantilla.

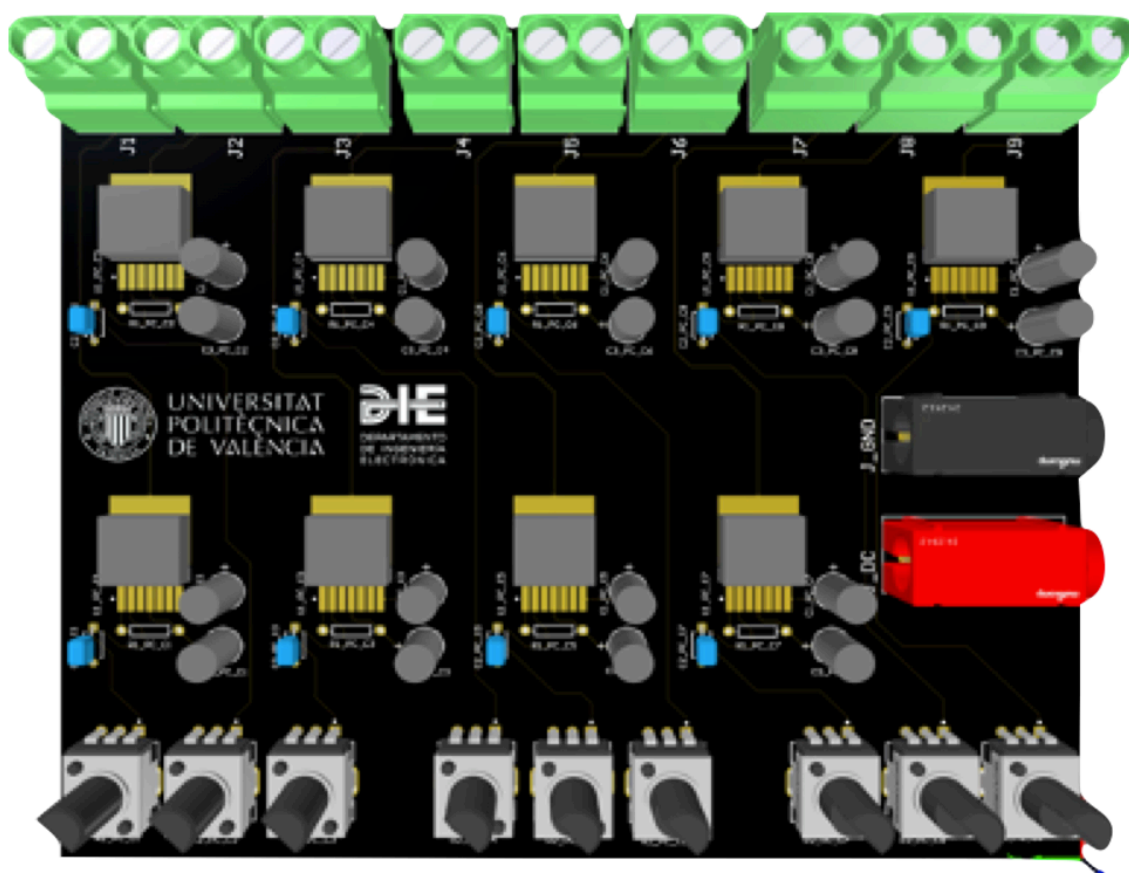


Figura 4.18: Vista 3D de la PCB.

## 4.5. Montaje y verificación de la PCB

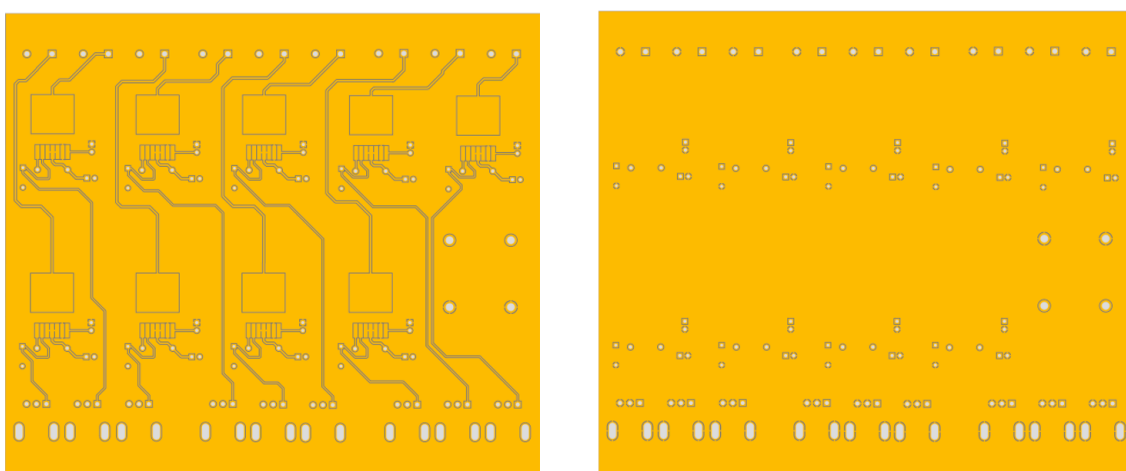
Una vez fabricada la PCB con el proveedor seleccionado, se procede al montaje de los componentes sobre la misma. La figura 4.21 muestra el sistema de control de las células de Peltier listo para ser verificado.

Se ha utilizado como alimentación una fuente del laboratorio que es capaz de suministrar hasta 3 A, a su vez, también se ha probado a conectar una fuente de alimentación de PC que es capaz de suministrar entre 10 y 15 A en función de su configuración.

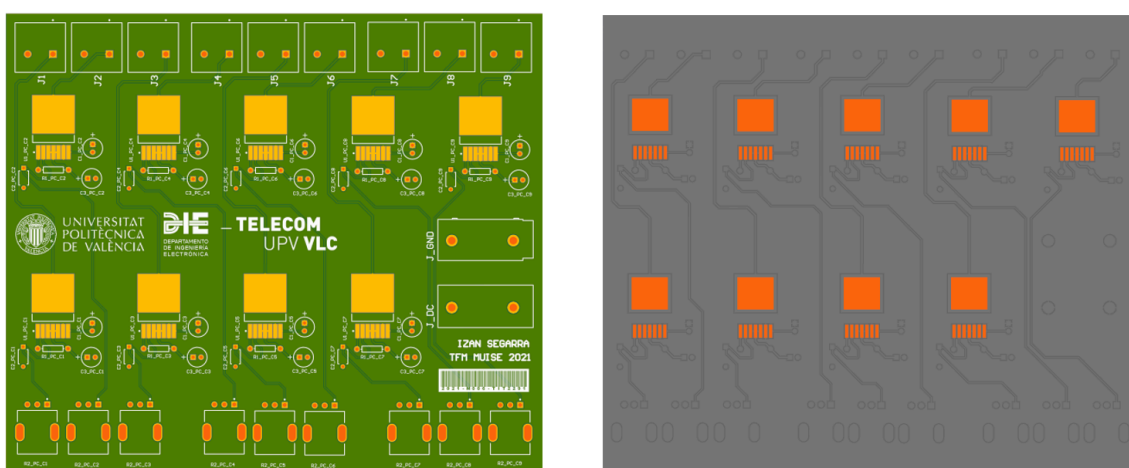
Tras probar a encender las células de peltier de forma simultánea con diferentes patrones con periodos de funcionamiento de 30 minutos, se verifica que el sistema de control funciona correctamente y es capaz de suministrar la potencia necesaria al array de células de Peltier.

| <i>Componente</i>               | <i>Unidades</i> |
|---------------------------------|-----------------|
| LT3081                          | 9               |
| Potenciómetro PTV09A-4020F-A203 | 9               |
| Conectores                      | 9               |
| Condensador ECA-1HM220          | 9               |
| Condensador RCE5C2A101J0K1H03B  | 9               |
| Condensador ECA-1HM100          | 9               |
| Conector banana                 | 2               |

**Tabla 4.5:** Componentes necesarios para el montaje.



**Figura 4.19:** En el lado izquierdo se observa capa top de la PCB mientras que en el lado derecho se observa la capa bottom.



**Figura 4.20:** En el lado izquierdo se observa la PCB con la visibilidad de todas las capas habilitadas mientras que en el lado derecho se observa el SMD Stencil que permite la colocación de los chips SMD.

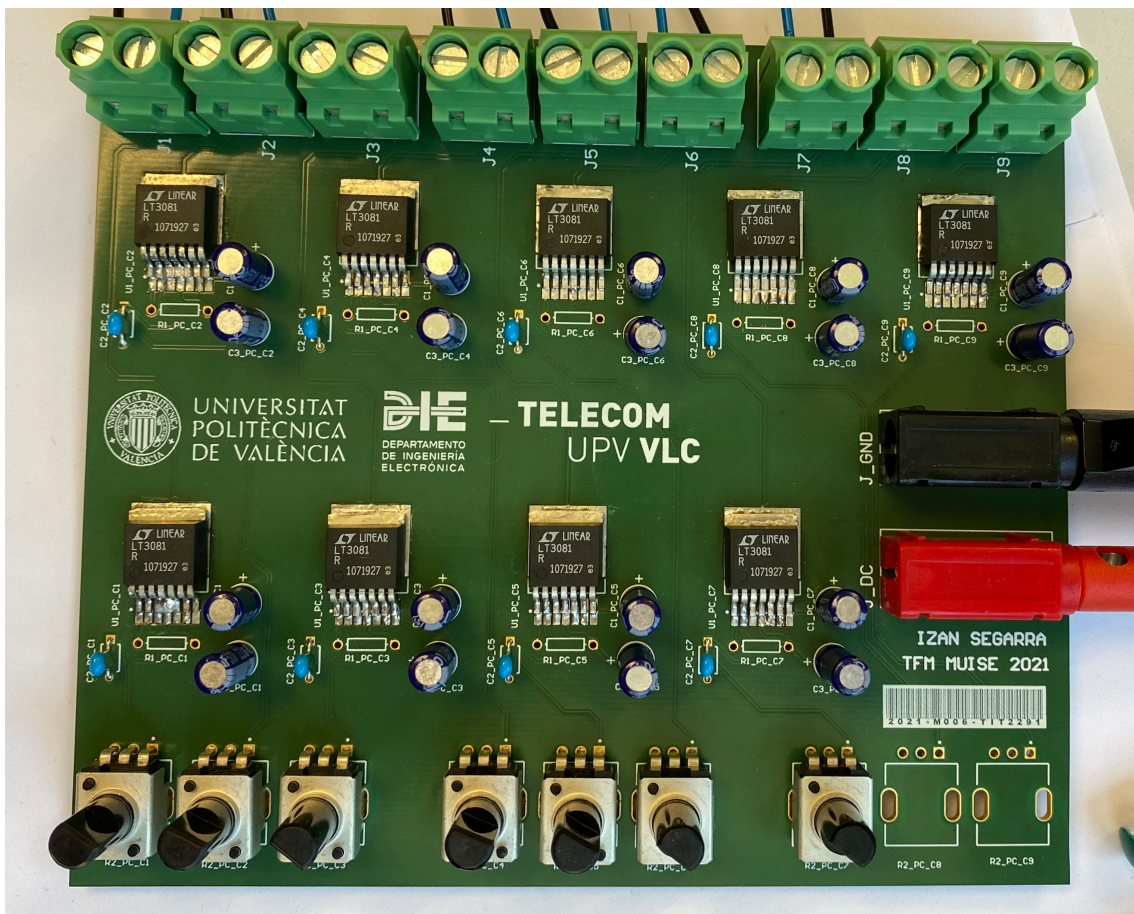


Figura 4.21: Montaje de la PCB completado.

## Capítulo 5

# Experimentación

La experimentación se ha llevado a cabo en el laboratorio de electrofisiología de la facultad de medicina de la Universidad de Valencia. Se han utilizado corazones de conejo de raza Nueva Zelanda, conectados a un sistema de perfusión Langendorff a través de la aorta. La solución utilizada es Tyrode a una temperatura de  $37 \pm 0.5^{\circ}\text{C}$  y una presión de 60 mmHg. La oxigenación se realiza con una mezcla del 95 % de  $\text{O}_2$  y 5 % de  $\text{CO}_2$ . Los EGM registrados se obtienen de la superficie epicárdica [21].

### 5.1. Test preliminar mediante cloretilo ( $\text{C}_2\text{H}_5\text{Cl}$ )

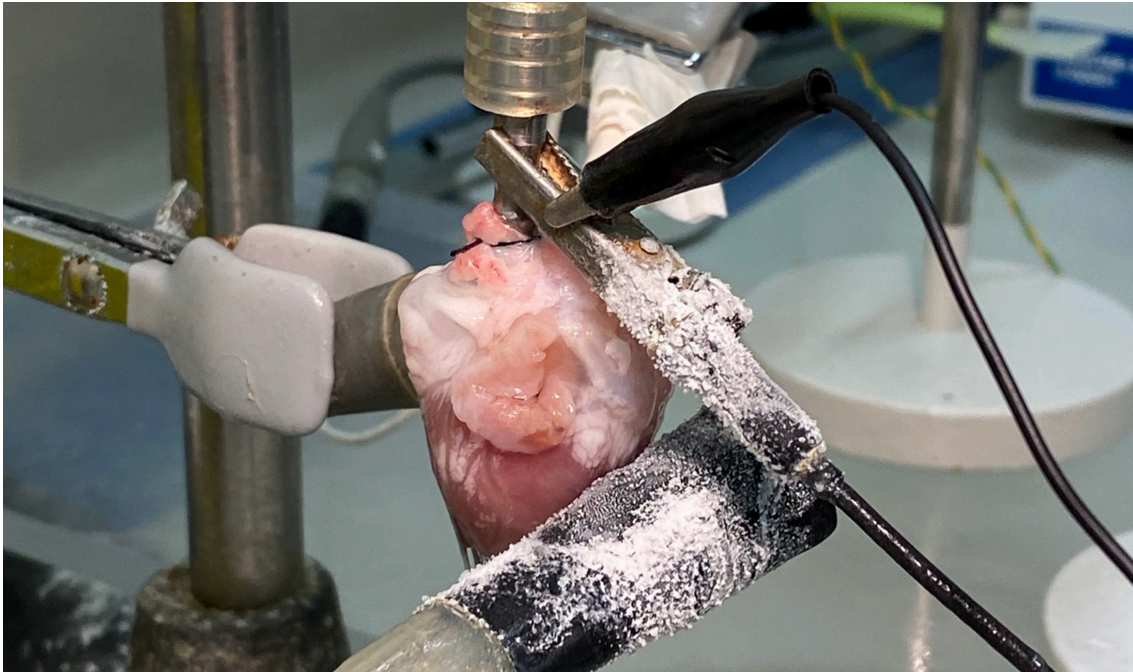
Con la finalidad de comprobar que el sistema es capaz de registrar los cambios provocados por la disminución de temperatura en áreas determinadas de la superficie epicárdica, se realiza un primer intento mediante el uso de un spray de cloretilo. El cloretilo en forma de esparay, es un compuesto que se emplea como anestesia criogenica. Su funcionamiento se basa en provocar un descenso de temperatura sobre el área de tejido donde se aplica.

Este experimento tiene la limitación de que el uso del spray genera el gradiente de temperatura de forma transitoria en el tiempo sin poder controlar la duración. A pesar de ello ha sido posible comprobar un descenso en la frecuencia cardiaca tras su aplicación. Véase la figura 5.1.

### 5.2. Generación de heterogeneidades mediante el array de células de Peltier

Con el módulo de control finalizado y listo para funcionar, se procede a la realización de 3 experimentos diferentes en el laboratorio de electrofisiología de la Universidad de Valencia para comprobar la generación de heterogeneidades en zonas localizadas mediante la aplicación de un gradiente de temperatura sobre la superficie epicárdica del corazón.

El procedimiento realizado consiste en preparar el montaje mostrado en las figuras 5.3



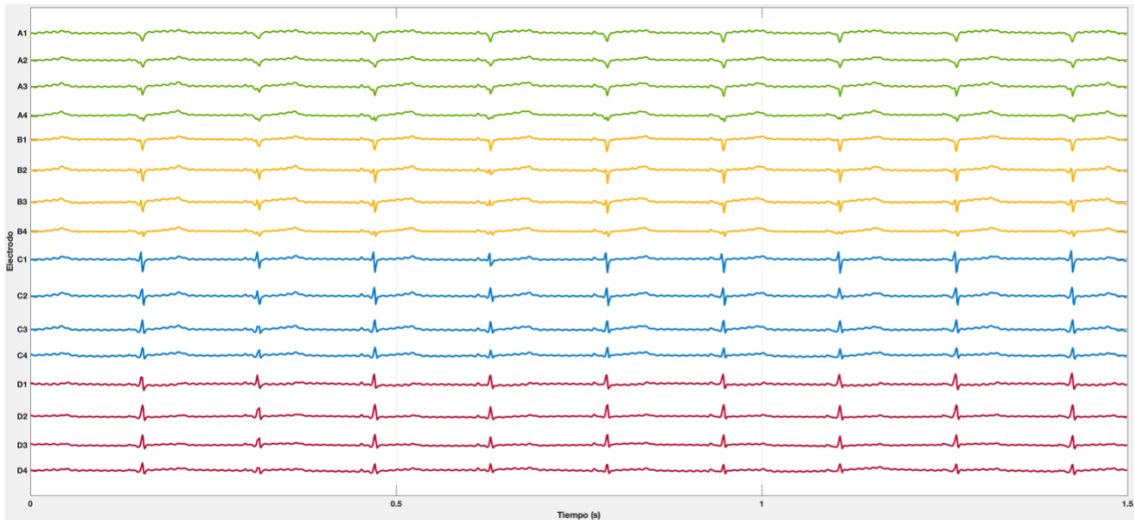
**Figura 5.1:** Aplicación de cloretrilo sobre la superficie epicárdica del corazón para generar un gradiente de temperatura de forma temporal. Puede apreciarse el efecto de la criogenización sobre la instrumentación.

y 5.4 con el array de TEG apagado para medir la actividad eléctrica en estado basal sin modificaciones y poder usarlo de referencia tras la aplicación de frío en zonas determinadas. Posteriormente se realiza el encendido de un máximo de 3 células de Peltier de forma simultánea generando patrones en L, diagonal y triangular. Dicho patrón se genera con los TEG a máxima potencia durante 5-10 minutos para comprobar la aparición de heterogeneidades, ya que, según la estimación realizada mediante MATLAB este tiempo debería ser suficiente para apreciar cambios. Transcurrido este tiempo se procede al registro de la actividad.

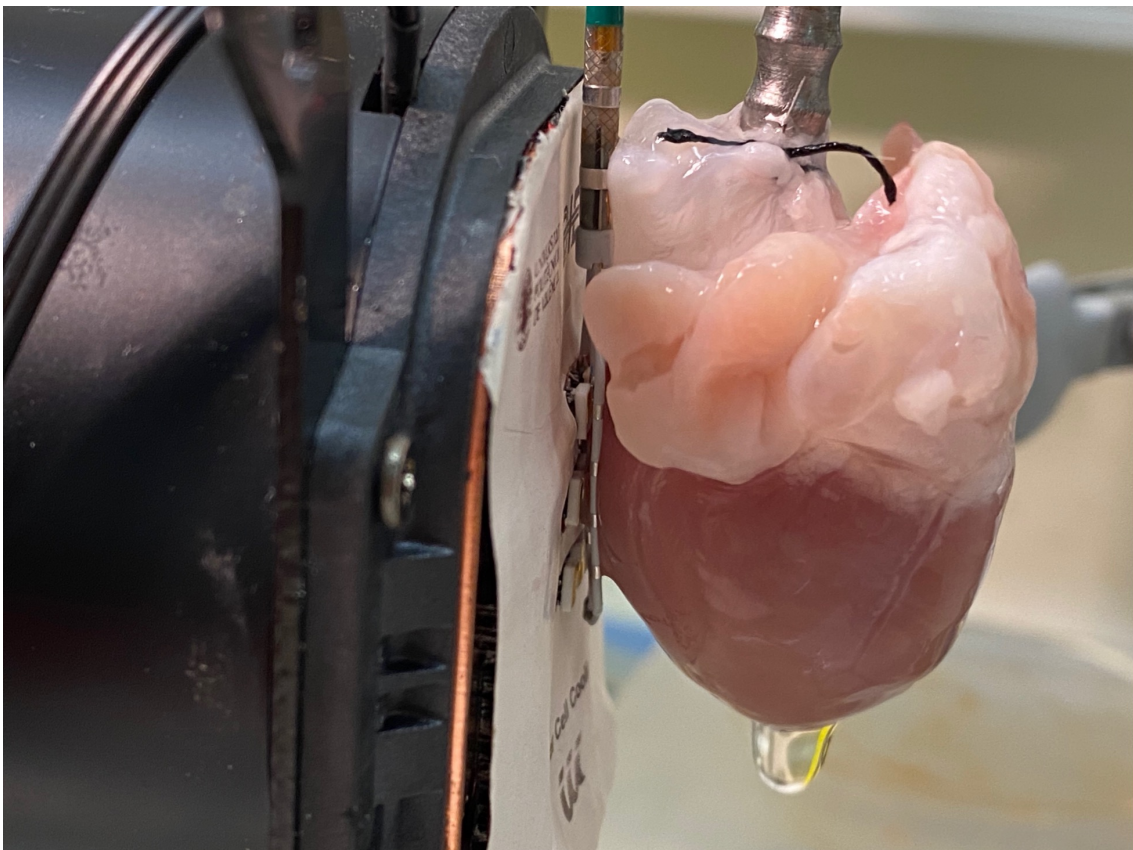
Tras el registro de señales (figura 5.2) se procede al análisis de la señal mediante el uso de MATLAB y Microsoft Excel para comprobar la variación de parámetros como la frecuencia dominante en la conducción, frecuencia cardíaca y la amplitud de la onda.

El análisis no ha arrojado resultados concluyentes debido a que en determinados casos se han observado registros donde la señal estaba superpuesta a una oscilación. Tras buscar explicación a este fenómeno se ha comprobado que existe una tensión continua de 300 mV aproximadamente sobre la superficie de la célula de Peltier, que al entrar en contacto con la actividad eléctrica superficial del corazón, se ha producido una conducción paralela que ha alterado el registro. A partir de este punto, se aplica aislante sobre la superficie de las células con el fin de evitar este problema.

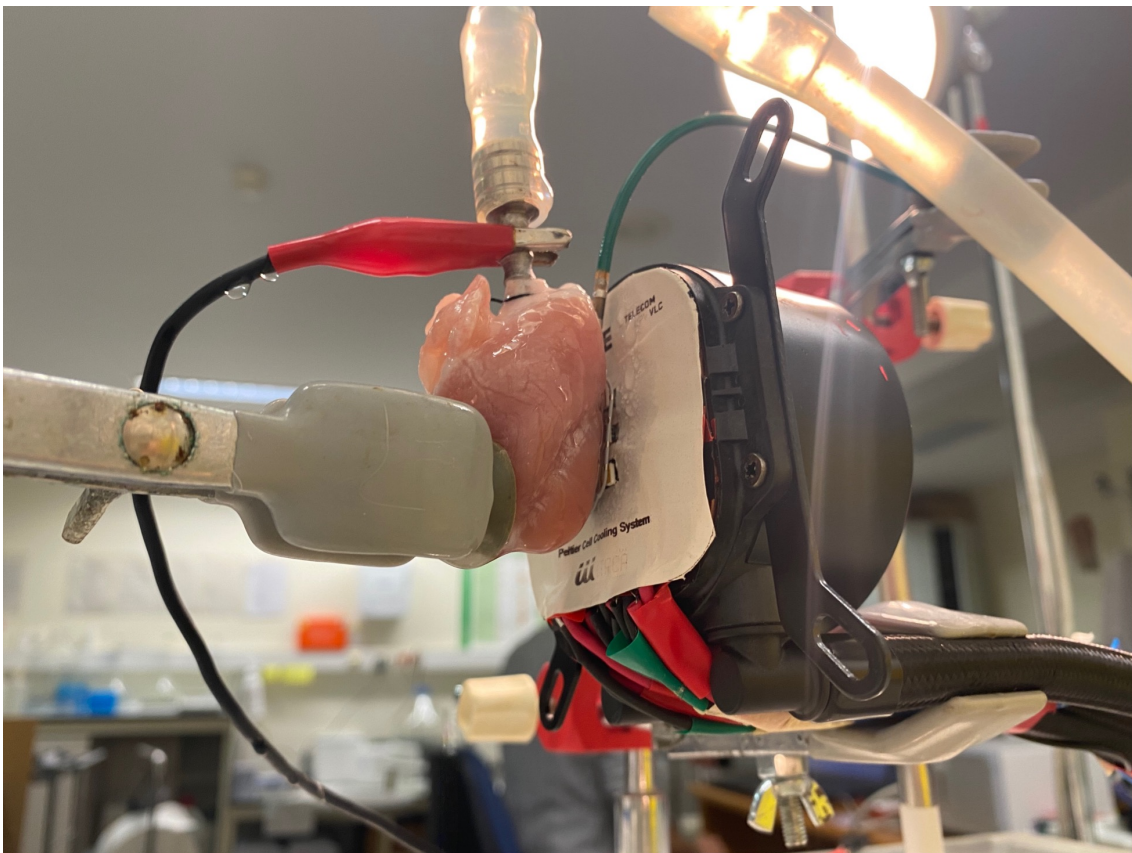
Debido a las limitaciones de acceso al laboratorio de electrofisiología no ha sido posible verificar el funcionamiento y registrar señal sin interferencias eléctricas antes de la presentación del trabajo.



**Figura 5.2:** Tramo de señal registrado por el catéter durante los experimentos.



**Figura 5.3:** Array de módulos TEG sobre la superficie epicárdica con el HD Grid acoplado en la posición de registro.



**Figura 5.4:** Vista trasera del montaje con el brazo de sujeción del corazón para evitar que se separe del sistema de enfriamiento y registro con cada latido.



## Capítulo 6

# Conclusiones

- Se ha desarrollado y testado un sistema electrónico capaz de obtener señales epicárdicas en laboratorio a partir del catéter HD Grid de nueva generación diseñado para uso clínico y exclusivo para navegador compatible. Las señales obtenidas son de calidad contrastada.
- Se ha diseñado y construido un sistema electrónico formado por una matriz de módulos termoeléctricos controlables de forma independiente capaz de generar cambios de temperatura forma controlada, que cumplen las especificaciones marcadas para su uso en laboratorio experimental.
- Para el desarrollo de dichos sistemas se han utilizado herramientas de diseño, simulación y test de forma efectiva gracias a los conocimientos y destrezas adquiridos en el máster.

En las pruebas realizadas in-situ en el laboratorio de experimentación animal se corroboró:

- La integración entre el sistema de enfriamiento selectivo y el catéter HD Grid fue la correcta permitiendo obtener registros de calidad a la par que se generaban cambios de temperatura. Se comprobó además que captaba de forma inmediata cambios externos como la estimulación bifásica.
- Se observó que la acción transitoria del enfriamiento desaparecía, recuperando de forma rápida su estado natural, lo que permite realizar protocolos múltiples.
- Se realizaron gradientes de temperatura mediante la activación/apagado selectiva de células termoeléctricas. Pero se observó que el impacto sobre la fisiología del corazón no fue la esperada debido fundamentalmente al efecto del tyrode a 37° que continuamente está rezumando, al tratarse de un circuito abierto.



## Capítulo 7

### Lineas futuras

- El sistema de control desarrollado tiene un funcionamiento manual mediante la variación de diferentes potenciómetros. Una mejora del sistema consistiría en desarrollar un hardware con potenciómetros digitales controlados por un microprocesador manejado a través de una aplicación en un ordenador. De esta forma, indicando al programa la temperatura que se desea obtener en la superficie epicárdica y mediante un sistema de realimentación se ajustaría la potencia de entrada al módulo termoelectrico para conseguir la temperatura deseada. La interfaz podría además contener una matriz donde se que indique el estado de cada una de las células de Peltier.
- Sistema de medición de temperatura mediante una malla de microsensores térmicos que sean capaces medir la temperatura entre las células de Peltier e interpolar de la temperatura debajo de la zona sobre la que están los módulos TEG. Otra opción consistiría en la utilización de una cámara térmica de alta precisión que monitorizara de forma constante la temperatura del corazón. Esta mejora no es esencial para este proyecto ya que lo que se persigue es generar heterogeneidades, no se pretende correlacionar el valor de la temperatura con las modificaciones producidas. Pero que duda cabe que esta mejora permitiría un mejor control de la temperatura efectiva que se aplica al miocardio y abriría la puerta a otros estudios futuros.
- Estimulación del corazón mediante impulsos eléctricos incorporados en el sistema para ver la reacción a los estímulos en función de la temperatura del tejido cardiaco.
- Escaneo 3D del corazón de conejo mediante tecnología LIDAR con la finalidad de importar el modelo a una aplicación de diseño 3D y diseñar una superficie con la curvatura del corazón sobre la que montar las células de Peltier y asegurar un contacto total sobre el tejido.
- Utilización de un sistema Langendorff con circuito cerrado de bombeo que permita perfundir el corazón durante un periodo de tiempo más largo con un sistema de medida conectado a internet para poder controlar el hardware desde una aplicación web. De este modo sería posible incluso controlar y registrar en tiempo real el estado del corazón sin necesidad de estar presencialmente en el laboratorio debido

a los horarios restrictivos de acceso.

# Bibliografía

- [1] Eric Widmaier, Hershel Raff y Kevin Strang. *Vander's Human Physiology: The Mechanisms of Body Function*. 13th Revised ed. McGraw-Hill Education, 2013.
- [2] J. E. ECKENHOFF y J. H. HAFKENSCHIEL. "Cardiac oxygen metabolism and control of the coronary circulation". En: *The American journal of physiology* 149 (3 1947). ISSN: 00029513. DOI: 10.1152/ajplegacy.1947.149.3.634.
- [3] Eric P Widmaier y col. *Vander's Human physiology: the mechanisms of body function*. New York: McGraw-Hill Higher Education, 2016, 360-436".
- [4] M. Zimmermann. "General Principles of Regulation". En: *Human Physiology*. Ed. por Robert F. Schmidt y Gerhard Thews. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg, 1989, págs. 324-332. ISBN: 978-3-642-73831-9. DOI: 10.1007/978-3-642-73831-9\_15. URL: [https://doi.org/10.1007/978-3-642-73831-9\\_15](https://doi.org/10.1007/978-3-642-73831-9_15).
- [5] J A Hill y Paul A laizzo. *Comparative Cardiac Anatomy BT - Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices*. 2009.
- [6] Filippou Triposkiadis y col. "The sympathetic nervous system in heart failure: physiology, pathophysiology, and clinical implications". En: *Journal of the American College of Cardiology* 54.19 (2009), págs. 1747-1762.
- [7] Samuel Ruipérez Campillo. "Characterisation of atrial flutter variants based on the analysis of spatial vectorcardiographic trajectory from standard ECG". B.S. thesis. 2020.
- [8] HH Woollard. "The innervation of the heart". En: *Journal of anatomy* 60.Pt 4 (1926), pág. 345.
- [9] Shinelle Whiteman y col. "An anatomical review of the left atrium". En: *Translational Research in Anatomy* 17 (2019), pág. 100052. ISSN: 2214-854X. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.tria.2019.100052>. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S2214854X19300512>.
- [10] Drew Nassal y col. "Regulation of cardiac conduction and arrhythmias by ankyrin/spectrin-based macromolecular complexes". En: *Journal of Cardiovascular Development and Disease* 8 (5 2021). ISSN: 23083425. DOI: 10.3390/jcdd8050048.
- [11] David S. Park y Glenn I. Fishman. *Development and function of the cardiac conduction system in health and disease*. Jun. de 2017. DOI: 10.3390/jcdd4020007.
- [12] BERNARD Lown. "Electrical reversion of cardiac arrhythmias." En: *British heart journal* 29.4 (1967), pág. 469.

- [13] James McCord y Steven Borzak. "Multifocal atrial tachycardia". En: *Chest* 113.1 (1998), págs. 203-209.
- [14] Samuel Ruipérez-Campillo y col. "Slow Conduction Regions as a Valuable Vectorcardiographic Parameter for the Non-Invasive Identification of Atrial Flutter Types". En: *2020 Computing in Cardiology*. IEEE. 2020, págs. 1-4.
- [15] Samuel Ruipérez-Campillo y col. "Non-invasive characterisation of macroreentrant atrial tachycardia types from a vectorcardiographic approach with the slow conduction region as a cornerstone". En: *Computer methods and programs in biomedicine* 200 (2021), pág. 105932.
- [16] Jose Vicente Lozano. *¿Qué es la Fibrilación Auricular?* Ene. de 2021. URL: <https://rithmi.com/fibrilacion-auricular/>.
- [17] Mayo Clinic. *Fibrilación auricular - Síntomas y causas - Mayo Clinic*. Dic. de 2021. URL: <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/atrial-fibrillation/symptoms-causes/syc-20350624>.
- [18] Eric Widmaier, Arthur Vander y Kevin Strang. *Vander's Human Physiology*. New York, Estados Unidos: McGraw-Hill Education, 2018.
- [19] John Hall. *Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology*. Maarsse, Países Bajos: Elsevier Gezondheidszorg, 2020.
- [20] Karl Magtibay y col. "Physiological Assessment of Ventricular Myocardial Voltage Using Omnipolar Electrograms". En: *Journal of the American Heart Association* 6.8 (2017). DOI: 10.1161/jaha.117.006447.
- [21] J Millet y F. S Castells. "Quantifying local myocardial deterioration using GRID high density multielectrode catheters. Identifying fibrotic substrate metrics responsible for sustaining arrhythmias. (Q-SUBSTRATE)". En: *Convocatoria 2019 - «Proyectos de I+D+i»* (2019).
- [22] Abbott. *Learn About the Advisor HD Grid Mapping Catheter, Sensor Enabled*. 2021. URL: <https://www.cardiovascular.abbott/us/en/hcp/products/electrophysiology/diagnostic-catheters/advisor-hd-grid/about.html>.
- [23] Alvaro Tormos y col. "New epicardial mapping electrode with warming/cooling function for experimental electrophysiology studies". En: *Medical Engineering Physics* 33.5 (2011), págs. 653-659. DOI: 10.1016/j.medengphy.2010.12.019.
- [24] Abbot. *Advisor™ HD Grid Mapping Catheter, Sensor Enabled™. Instructions for Use*. 2021. URL: <https://manuals.sjm.com/Search-Form?re=North-America&cc=US&ln=EN&ct=professional&fam=8ca34375-0bd0-488b-af75-5797693149f0&cat=2d23a443-b981-4c88-ad45-f202ed24c6ac&seg=950c7c6c-e873-480b-8304-ce924360e3b0&ipp=10>.
- [25] Medicamex. *Catéter Advisor HD Grid*. Jun. de 2021. URL: <https://www.medicamex.com/productos/cateter-advisor-hd-grid/>.
- [26] S Jiménez. *SOFTWARE BSPM-BIOITACA. MANUAL DE USUARIO*. Inf. téc. 2014.
- [27] Rhett Allain. *Temperature Is Not What You Think It Is*. Sep. de 2017. URL: <https://www.wired.com/story/temperature-is-not-what-you-think-it-is/>.
- [28] *Definition: Heat | Open Energy Information*. 2012. URL: <https://openei.org/wiki/Definition:Heat>.

- 
- [29] J. F Toledo. *Diseño térmico en equipos electrónicos: una introducción*. Universitat Politècnica de València, 2020. URL: [http://personales.upv.es/jtoledo/data/Libro\\_therm2.pdf](http://personales.upv.es/jtoledo/data/Libro_therm2.pdf).
- [30] Colaboradores de Wikipedia. *Conductividad térmica*. Abr. de 2022. URL: [https://es.wikipedia.org/wiki/Conductividad\\_t%C3%A9rmica](https://es.wikipedia.org/wiki/Conductividad_t%C3%A9rmica).
- [31] Linseis. *Determinar el coeficiente de Seebeck y la conductividad eléctrica*. Sep. de 2020. URL: <https://www.linseis.com/es/propiedades/coeficiente-de-seebeck/>.
- [32] Electrical4U. *Seebeck Effect: What is it? (Voltage, Coefficient Equation)*. Ago. de 2020. URL: <https://www.electrical4u.com/seebeck-effect-and-seebeck-coefficient/>.
- [33] AMRITA. *Thermo Couple-Seebeck Effect (Theory) : Heat Thermodynamics Virtual Lab : Physical Sciences : Amrita Vishwa Vidyapeetham Virtual Lab*. 2011. URL: <https://vlab.amrita.edu/?sub=1&brch=194&sim=351&cnt=1>.
- [34] Sergio Rafael López Campos. "Sistema de climatización basado en células Peltier". En: (jul. de 2014). URL: <https://e-archivo.uc3m.es/handle/10016/24294>.
- [35] Albert Rof Ballús. "Estudio y parametrización de un generador termoeléctrico". Tesis doct. UPC, Escola Universitària d'Enginyeria Tècnica Industrial de Barcelona, Departament d'Enginyeria Mecànica, jun. de 2015. URL: <http://hdl.handle.net/2117/79156>.
- [36] Britannica. *thermoelectric power generator - Principles of operation*. URL: <https://www.britannica.com/technology/thermoelectric-power-generator/Principles-of-operation#ref48997>.
- [37] *Joule effect definición y significado | Diccionario Inglés Collins*. Mayo de 2022. URL: <https://www.collinsdictionary.com/es/diccionario/ingles/joule-effect>.
- [38] I Segarra. *Presentación sistema eléctrico*. Dic. de 2013. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=WEQfEffmwcY>.
- [39] Alfred Piggott. "Detailed Transient Multiphysics Model for Fast and Accurate Design, Simulation and Optimization of a Thermoelectric Generator (TEG) or Thermal Energy Harvesting Device". En: *Journal of Electronic Materials* 48.9 (2019), págs. 5442-5452. DOI: 10.1007/s11664-019-06952-x.
- [40] *How do thermoelectric coolers (TEC) work | II-VI Incorporated*. URL: [https://ii-vi.com/how\\_do\\_thermoelectric\\_coolers\\_tec\\_work/](https://ii-vi.com/how_do_thermoelectric_coolers_tec_work/).
- [41] CUI DEVICES. *PELTIER APPLICATION NOTE*. Inf. téc. 2019. URL: <https://www.cuidevices.com/catalog/resource/peltier-app-note.pdf>.
- [42] CUI DEVICES. *CP07-M Series Datasheet - Single-Stage Peltier Modules | Peltier Devices | CUI Devices*. Inf. téc. 2020. URL: <https://www.cuidevices.com/product/resource/cp07-m.pdf>.
- [43] J.A. Chavez y col. "SPICE model of thermoelectric elements including thermal effects". En: *Proceedings of the 17th IEEE Instrumentation and Measurement Technology Conference [Cat. No. 00CH37066]* (2000). DOI: 10.1109/imtc.2000.848895.
-

- [44] Eduardo Fajardo. *Modelado de una célula de Peltier*. 2016. URL: <https://es.scribd.com/document/323084983/prac6-mol-peltier-pdf>.
- [45] Neal Gallagher y col. "Contact Geometry Affects Lesion Formation in Radio-Frequency Cardiac Catheter Ablation". En: *PLoS ONE* 8.9 (2013), e73242. DOI: 10.1371/journal.pone.0073242.
- [46] Kerstin Giering y col. "Review of Thermal Properties of Biological Tissues". En: *SPIE-The International Society For Optical Engineering* (ene. de 1995), págs. 45-65.
- [47] LINEAR TECHNOLOGY CORPORATION. *LT3081: 1.5A Single Resistor Rugged Linear Regulator with Monitors*. Inf. téc. 2014. URL: <https://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/3081fc.pdf>.
- [48] AAVID THERMALLOY. *Heat sinks for metal/ceramic BGA packages*. Inf. téc. 2012. URL: <https://4donline.ihs.com/images/VipMasterIC/IC/AAVT/AAVTS00843/AAVTS00843-1.pdf?hkey=52A5661711E402568146F3353EA87419>.